

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD (LYON 1)
U.E.R. – FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

THÈSE

POUR LE DIPLÔME DE DOCTEUR DE 3^e CYCLE
EN SCIENCES ODONTOLOGIQUES

présentée et soutenue publiquement le 3 Juillet 1980

par

Pierre-Laurent HIRLEMANN

C.E.S. DE BIOLOGIE BUCCALE
C.E.S. DE PROTHÈSE ADJOINTE

LE COMPLEXE OSTÉO-MUQUEUX ENTITE FONCTIONNELLE EN PROTHÈSE TOTALE

JURY

Jean PARRET	Président
Jacques BRUGIRARD	Assesseur
Bernard LALLICH	Assesseur
Jean-Marie PIERRARD	Assesseur

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD (LYON 1)
U.E.R. – FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

THÈSE

POUR LE DIPLÔME DE DOCTEUR DE 3^e CYCLE
EN SCIENCES ODONTOLOGIQUES

présentée et soutenue publiquement le 3 Juillet 1980

par

Pierre-Laurent HIRLEMANN

C.E.S. DE BIOLOGIE BUCCALE
C.E.S. DE PROTHÈSE ADJOINTE

LE COMPLEXE OSTÉO-MUQUEUX ENTITE FONCTIONNELLE EN PROTHÈSE TOTALE

JURY

Jean PARRET	Président
Jacques BRUGIRARD	Assesseur
Bernard LALLICH	Assesseur
Jean-Marie PIERRARD	Assesseur



UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I

Président de l'Université : Professeur D. GERMAIN

Premier Vice-Président : Professeur M. DUFAY

Deuxième Vice-Président : M. J.C. DUPLAN

Troisième Vice-Président : Mle A. ECHALLON

Secrétaire Général : M. J. RAMBAUD

UNITES D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE DE L'UNIVERSITE

Médecine { Grange-Blanche : Directeur : Professeur ZECH P.
 { Alexis-Carrel : Directeur : Professeur MORNEX R.
 { Lyon-Sud : Directeur : Professeur NORMAND J.
 { Lyon-Nord : Directeur : Docteur MINAIRE Y. (M.C.A.)

Biologie Humaine : Directeur : Docteur REVILLARD J.P. (M.C.A.)

Techniques de Réadaptation : Directeur : Professeur MORGON A.

Sciences Pharmaceutiques : Directeur : Professeur BIZOLLON C.A.

Sciences Odontologiques : Directeur : Professeur PARRET J.

Institut Régional d'Edu-
cation Physique et Sportive : Directeur : M. MILLON A.

Mathématiques : Directeur : Professeur PICARD Ph.

Physique : Directeur : Professeur DELMAU J.

Chimie et Biochimie : Directeur : Mme VARAGNAT A. (Maître Assistant)

Sciences de la Nature : Directeur : Professeur LEMOIGNE Y.

Sciences Physiologiques : Directeur : Mle le Professeur WORBE J.F.

I.U.T. n° 1 : Directeur : Professeur VILLE A.

I.U.T. n° 2 : Directeur : M. GALLET J. (Directeur E.N.S.A.M)

Observatoire : Directeur : M. MONNET G (Astronome adjoint)

Physique Nucléaire : Directeur : Professeur GUSAKOW M.

Mécanique : Directeur : Mle le Professeur COMTE-BELLOT G.

U.E.R. - FACULTE D'ODONTOLOGIE

Directeur : M. Jean PARRET, Professeur de Catégorie Exceptionnelle

Directeur-Adjoint : M. Georges LABE, Professeur 2e Grade

Directeur-Adjoint : M. Christian CHAVRIER, Assistant

-°-

PREMIERE SECTION D'ENSEIGNEMENT : PROTHESE

Professeur de Catégorie Exceptionnelle : M. Jacques BRUGIRARD

Professeur 1er Grade : M. Bernard LALLICH

Professeur 2ème Grade : M. André DUMONT, M. Lucien TOURTET
M. Dominique BOIS, M. Christian PIREL

DEUXIEME SECTION D'ENSEIGNEMENT : ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Professeur 1er Grade : M. Jean-Ennemond HESKIA,
M. Henri DEPLAGNE, M. François BRUNNER

Professeur 2ème Grade : M. Jacques CHASSIGNOL

TROISIEME SECTION D'ENSEIGNEMENT : PEDODONTIE - PREVENTION

Professeur 1er Grade : M. Michel CAUDMONT

QUATRIEME SECTION D'ENSEIGNEMENT : PATHOLOGIE ET THERAPEUTIQUE DENTAIRES

Professeur de Catégorie Exceptionnelle : M. Roger VINCENT

Professeur 1er Grade : M. Pierre BERTOIN

Professeur 2ème Grade : M. Pierre DUCLOS

CINQUIEME SECTION D'ENSEIGNEMENT : PARODONTOLOGIE

Professeur 2ème Grade : M. Georges PERDRIX, M. Jacques DOURY

SIXIEME SECTION D'ENSEIGNEMENT : DENTISTERIE CONSERVATRICE

Professeur 1er Grade : M. Jean POULARD, M. Jean PEROL
M. Robert THOMAS

Professeur 2ème Grade : M. Jean BLANC-BENON, M. Henri CHAMBAZ
M. Philippe BONIN, M. Georges LABE

SEPTIEME SECTION D'ENSEIGNEMENT : BIOLOGIE ET MATIERES FONDAMENTALES

Professeur de Catégorie Exceptionnelle : M. Jean PARRET

Professeur 1er Grade : M. Jacques DUMONT, M. Paul LIBOUREL

Professeur 2ème Grade : M. Henry MAGLOIRE, M. Henri VINARD

-°-

A Monsieur Jean PARRET

Docteur en Médecine

Professeur de Catégorie Exceptionnelle

Docteur en Sciences Odontologiques

Doyen de la Faculté d'Odontologie de Lyon

*Qu'il veuille bien trouver ici l'expression
de notre gratitude et nos remerciements pour
avoir accepté de présider notre Jury.*

*Ce travail lui doit beaucoup car il nous a
constamment apporté le soutien nécessaire
pour sa réalisation.*

A Monsieur Jacques BRUGIRARD

Professeur de Catégorie Exceptionnelle
Docteur en Sciences Odontologiques
Chef du Département de Prothèse de la
Faculté d'Odontologie de Lyon

*Nous lui sommes gré d'avoir accepté d'être
présent dans notre jury.*

*Nous le remercions pour les conseils qu'il
nous a donnés et nous le prions de trouver
ici le témoignage de toute notre reconnais-
sance.*

A Monsieur Bernard LALLICH

Professeur de Premier Grade
Docteur en Sciences Odontologiques
Chef du Service de Prothèse Totale
de la Faculté d'Odontologie de Lyon

*Depuis qu'il nous a accueilli dans son service,
plus que par ses connaissances reconnues de tous,
nous avons été impressionné par la qualité et
l'intensité des contacts humains qu'il a avec
ses collaborateurs et avec les patients du service.*

*Nous le remercions d'avoir accepté d'être le
"Patron" de cette thèse et d'être là parmi
nos juges.*

*Nous le prions de trouver ici les marques de
notre affection pour la confiance qu'il nous
a toujours accordée.*

A Monsieur Jean-Marie PIERRARD

Docteur ès Sciences Physiques

Professeur à l'Institut Polytechnique de Grenoble

Directeur de l'Institut de Mécanique de Grenoble

*L'Amitié qui nous lie à lui est ancienne, sincère
et profonde.*

*Aussi lui sommes nous particulièrement reconnaissant
pour tout ce qu'il a fait en notre faveur,
en nous ouvrant les portes de l'Institut de Mécanique,
du bureau d'étude et du Laboratoire de Mécanique
des milieux continus.*

*Il est à l'origine pour une très grande part de la
suppression de toutes les difficultés rencontrées.*

*La Mécanique des fluides est sans secret pour lui,
mais aussi le "Fluide de la Mécanique" puisqu'il a
su nous faire partager son enthousiasme pour la
Rhéologie.*

Merci de siéger dans notre jury de thèse.

Ce travail est dédié à Tous ceux qui me sont chers

Dans l'Amour

A mon Père

A ma Mère

A Josette, dont j'ai le bonheur de partager la vie

A mes enfants,

Luc (+)

Jean-Benoit

Géraldine

Bénédicte

Dans l'Amitié

A tous mes amis

Dans la vie professionnelle

*A tous mes patients qui depuis vingt ans bientôt
m'accordent leur confiance et m'ont permis de
comprendre que sans eux je ne serais rien*

Aux uns comme aux autres j'adresse ce témoignage de mon affection et
de mon dévouement

**LE
COMPLEXE
OSTEO-MUQUEUX
ENTITE FONCTIONNELLE
EN PROTHESE TOTALE**

SOMMAIRE

SOMMAIRE

	Page
<u>AVANT-PROPOS</u>	1
<u>PREMIERE PARTIE - LE COMPLEXE OSTEO-MUQUEUX</u>	5
Introduction	6
Chapitre 1 : Rappel anatomique des tissus de soutien	8
1.1. Le maxillaire supérieur	8
1.2. Le maxillaire inférieur	9
Chapitre 2 : La muqueuse buccale et la prothèse totale	11
2.1. Introduction	11
2.2. Histologie de la muqueuse	12
2.2.1. L'épithélium	12
2.2.1.1. Situation topographique	12
2.2.1.2. Aspect de surface	12
2.2.1.3. Couches cellulaires	12
2.2.1.4. Pigmentation	13
2.2.1.5. Renouvellement	14
2.2.2. La membrane basale	14
2.2.3. Le tissu conjonctif	15
2.2.3.1. La lamina propria	15
2.2.3.2. La sous-muqueuse	15
2.2.4. Vascularisation et innervation	16
2.3. Histochimie	17
2.4. Physiologie de la muqueuse	18
2.4.1. Comportement mécanique de la muqueuse	18
2.4.2. Pressions relevées au niveau des tissus de soutien sous les bases prothétiques	21
2.5. Adaptation sensorielle de la muqueuse buccale à l'édentation totale	24
2.6. Pathologie prothétique de la muqueuse	25
2.6.1. Modifications histopathologiques	26
2.6.1.1. L'épithélium	27
2.6.1.2. Le conjonctif	28
2.6.2. Données histochimiques	29
2.6.3. Données statistiques	30
2.6.4. Etiopathogénie des lésions muqueuses	31
2.6.4.1. Manifestations de type stomatite	31
2.6.4.2. Manifestations dégénératives	31

A. Tolérance des muqueuses vis-à-vis des matériaux prothétiques et facteurs as- sociés	31
B. Déséquilibre occluso-articulaire	35
2.7. Pathologie générale et muqueuse	38
Chapitre 3 : La base osseuse	43
3.1. Introduction	43
3.2. Les éléments du tissu osseux	44
3.2.1. Histologie	44
3.2.1.1. Les ostéocytes	44
3.2.1.2. La substance intercellulaire organique	44
3.3. Etude de la minéralisation.....	46
3.3.1. La substance minérale	46
3.3.1.1. Biochimie de la substance minérale	46
3.3.1.2. Structures cristallographiques	47
3.3.1.3. Rappel du rôle métabolique du calcium et du phosphore ne participant pas à la minéralisa- tion des tissus calcifiés	48
3.3.1.4. Les ostéoblastes et la formation du tissu osseux	49
3.3.1.5. Etude biochimique de la minéralisation	49
3.3.1.6. La nucléation	50
A. Rôle de la trame organique	50
B. Rôle de la concentration en phosphates et calcium	50
C. Résumé	51
D. Régulation du mécanisme de nucléation	51
3.3.1.7. Les ostéoclastes et la résorption osseuse ...	52
3.3.1.8. La résorption ostéocytaire	52
3.4. Physiologie du tissu osseux. Le remaniement. Facteurs influant sur le métabolisme osseux	52
3.4.1. Influences génétiques	53
3.4.2. Influence de l'âge	54
3.4.3. Influence des sécrétions endocrines	54
3.4.3.1. Hormone parathyroïdienne	54
3.4.3.2. Hormone thyroïdienne calcitonine	55
3.4.3.3. Hormone de croissance somatotrope	55
3.4.3.4. Hormones sexuelles	55
3.4.3.5. Cortisone	56
3.4.4. Influences vitaminiques	56
3.4.4.1. Vitamine C.....	56

3.4.4.2. Vitamine D	57
3.4.5. Influences circulatoires	57
3.4.6. Influences minérales	57
3.4.6.1. Le calcium	57
3.4.6.2. Le phosphore	58
3.4.7. Influences diverses	59
3.4.8. Influences mécaniques	59
3.4.9. Influences mécaniques spécifiques aux maxillaires	60
3.5. Pathologie des bases osseuses : la réduction des crêtes résiduelles	61
3.5.1. Aspect clinique et radiographique	61
3.5.2. Anatomie pathologique	63
A. La restructuration se fait par l'intermédiaire des spongieuses	63
B. Variations morphologiques des maxillaires en fonc- tion de la R.C.R.	66
3.5.3. Etiopathogénie de la R.C.R.	66
3.5.3.1. Facteurs généraux	67
3.5.3.2. Facteurs locaux	67
3.5.3.3. Facteurs spéciaux	67
3.6. Biochimie de la R.C.R.	68
3.7. Pathologie générale et bases osseuses	70
 <u>DEUXIEME PARTIE - LA REALISATION PROTHETIQUE</u>	72
Introduction	73
Chapitre 1 : La thérapeutique préprothétique : facteur de restructuration et de conservation du complexe ostéo-muqueux	76
1.1. Processus de la cicatrisation alvéolaire	76
1.2. Chirurgie préprothétique	76
1.3. Prothèse thérapeutique immédiate et mise en condition tissulaire	79
Chapitre 2 : Les empreintes	82
2.1. L'empreinte, ses buts, ses moyens	83
2.1.1. Les buts de l'empreinte	83
2.1.2. Les moyens de l'empreinte	86
2.1.2.1. L'empreinte primaire	86
2.1.2.2. Le porte-empreinte individuel	87
2.1.2.3. L'empreinte secondaire	88

Chapitre 3 : La relation intermaxillaire et le concept occlusal	91
Introduction	91
3.1. La dimension verticale et la relation intermaxillaire	91
3.1.1. La recherche de la D.V.	91
3.1.2. Fonctionnement physiologique	93
3.1.3. Pathologie de la D.V.	95
3.1.4. Détermination de la D.V.	96
3.1.5. Contrôle de la D.V.	97
3.1.6. La relation intermaxillaire	97
3.2. Le concept occlusal	102
3.2.1. La trajectoire condylienne	105
3.2.2. La trajectoire incisive	105
3.2.3. L'orientation du plan prothétique	105
3.2.4. La hauteur des cuspides	106
3.2.5. La profondeur de la courbe d'occlusion	107
Chapitre 4 : L'équilibration prothétique	110
4.1. Ses objectifs	110
4.2. Ses moyens	113
4.2.1. L'articulateur géométrique	113
4.2.2. L'articulateur semi-adaptable	115
 <u>TROISIEME PARTIE - EXPERIMENTATION</u>	117
Introduction	118
Chapitre 1 : Physique de l'empreinte	121
1.1. Généralités	121
1.2. Mise en oeuvre de l'empreinte	121
1.2.1. La pression exercée	122
1.2.2. Le matériau et son comportement rhéologique	124
1.2.3. Etendues et particularités de surface à mouler	127
1.2.4. Présence de la salive agent mouillant	129
Chapitre 2 : Les matériaux à empreintes	130
Remarques préliminaires	130
2.1. Le plâtre	130
2.2. Les pâtes à l'oxyde de zinc	133
2.3. Les hydrocolloïdes irréversibles	136
2.4. Les élastomères	139
2.4.1. Les thiocols	139
2.4.2. Les silicones	141
2.4.2.1. Chimie des silicones	141
2.4.2.2. Présentation	143

2.4.2.3. Technique de mise en oeuvre	143
2.4.2.4. Utilisation	144
2.4.3. Les polyethers	144
2.5. Les résines acryliques plastiques à prise retardée	146
2.5.1. Composition chimique	146
2.5.2. Réactions	147
2.5.3. Indications thérapeutiques	148
Chapitre 3 : Expérimentations	150
Introduction	150
3.1. Expérimentation n°1 . Etude de la variation de la viscosité au cours de la réaction de prise des matériaux à empreintes..	151
3.1.1. Conduite de l'expérimentation	151
3.1.2. Tracé des courbes	153
3.1.3. Résultats	155
3.2. Expérimentation n°2. Etude du fluage des matériaux à emprein- tes sous une pression croissante	200
3.2.1. Etude du matériel expérimental	200
3.2.2. Conduite de l'expérimentation	202
3.2.3. Tracé des courbes	202
3.2.4. Résultats	204
<u>CONCLUSION</u>	230
- Réflexions avant la conclusion	231
- Conclusion	233
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	235

AVANT-PROPOS

Pour compenser une édentation totale, infirmité psychosomatique s'il en est, il est nécessaire de confectionner des prothèses adjointes totales maxillaire et mandibulaire.

L'aspect technique de la construction de ces structures prothétiques est très important. Toutefois il nous paraît erroné de ne considérer la prothèse adjointe totale qu'au travers d'une succession de temps cliniques ou de laboratoire où l'habileté manuelle prendrait le pas sur la démarche thérapeutique et intellectuelle qui doit présider à sa réalisation. L'empirisme ne saura jamais résoudre les cas toujours singuliers. Nous posons donc comme principe fondamental que : la nécessité d'intégrer ces "dentures de substitution" dans un système fonctionnel complexe ne peut être envisagée qu'après un examen clinique approfondi, capable de fournir au praticien les éléments de jugement qui guideront son choix dans les techniques qui constituent l'arsenal prothétique.

La restauration prothétique doit par son intégration dans le système stomatognathique :

1 - assurer l'exercice satisfaisant de la fonction manducatrice, donc améliorer la nutrition de l'édenté, en permettant la trituration et l'insalivation du bol alimentaire,

2 - permettre le premier temps buccal volontaire de la déglutition en raison des rapports existant :

- entre la langue et les surfaces polies,
- entre les bords prothétiques et les organes paraprothétiques périphériques et velaires,
- entre les surfaces occlusales supérieures et inférieures dans une situation de blocage mandibulaire

3 - améliorer la phonation en rendant au résonateur buccal un volume et des structures adaptées aux impératifs de la phonation

4 - améliorer l'esthétique en tenant compte des facteurs biomorphologiques et psychomorphologiques propres à chaque patient.

Elle concerne donc autant la vie nutritionnelle que la vie de relation de nos malades.

Pour réussir dans ce double but, le traitement prothétique doit respecter divers impératifs qui sont les suivants :

1 - Impératifs d'empreintes tenant compte de la nature des tissus de soutien, au cours :

- des empreintes primaires,
- des empreintes secondaires
- des empreintes tertiaires le cas échéant.

2 - Impératifs de relation intermaxillaire dans :

- le choix de la dimension verticale,
- la relation de la mandibule au crâne,
- le respect de la cinématique mandibulaire.

3 - Impératifs d'esthétique et de montage

- par le choix des dents antérieures en fonction des facteurs esthétiques et phonétiques,
- par le choix des dents postérieures en fonction des facteurs anatomiques et fonctionnels,
- par la réalisation d'un montage respectant la biomécanique.

4 - Impératifs d'équilibration occlusoarticulaire qui, dans le cadre des exigences articulaires pour une santé optimale des A T M (*), permettent une harmonisation dynamique des surfaces occlusales.

A cette énumération qui fait l'unanimité des auteurs, il convient d'ajouter : l'impératif de respect de l'intégrité tissulaire. Il conditionne la pérennité de notre traitement par le maintien dans le meilleur état de santé possible du "Complexe Ostéomuqueux", base de soutien et d'appui des prothèses adjoin-tes totales. Le souci du respect de cet impératif doit se manifester tout au long du traitement car l'intégrité tissulaire reste pour le thérapeute l'objectif principal, immédiat et médiate. Grâce à elle, on peut espérer que les résultats favorables obtenus lors de l'insertion des prothèses et à la fin de la période de mise au point se maintiendront plus longtemps, et cela d'autant mieux que les patients auront été éduqués et mis en face de leur responsabilité dans leur propre devenir prothétique.

(*) A T M : Articulation temporo-mandibulaire

- Le "Primum non nocere" de l'intégrité tissulaire concerne les zones d'appui prothétique et les organes paraprothétiques. -

En effet, l'action directe de la Prothèse Adjointe totale se manifeste au niveau du "Complexe ostéomuqueux". La prothèse joue le rôle d'un "*système matériel inerte*" (RIGOLLET) qui transmet, directement par son animation, les charges fonctionnelles aux tissus de soutien : muqueuse et os sous-jacent.

Mais nous connaissons également les répercussions que les prothèses exercent à tous les niveaux de la sphère stomatognathique :

- L'action indirecte ou à distance se manifeste sur l'articulation temporo-mandibulaire en restaurant et en maintenant de manière constante une relation occlusale stable en rapport avec une dimension verticale physiologique.
- En activant tous les tissus concernés par sa présence, même à distance, la prothèse permet un jeu articulaire compatible avec les nécessités de la vie nutritionnelle et de relation. En conséquence, l'intégrité tissulaire, dans son sens élargi, passe par le maintien des tissus de soutien et des articulations dans un équilibre biologique aussi stable que possible.

En raison de l'importance fonctionnelle de la manducation, l'aspect dynamique du traitement est fondamental. La statique prothétique, sustentation, adhésion, rétention ne se conçoit que pour faciliter l'activité dynamique et l'affrontement des prothèses au cours de la mastication.

Les deux aspects sont étroitement liés et complémentaires. Tout acte permettant de mieux satisfaire aux impératifs dynamiques, R I M (*) et Equilibration, va améliorer la réponse aux impératifs statiques, adhésion et rétention en particulier (GOUMY) (46).

Ainsi tous les maillons du traitement sont solidaires les uns des autres et interdépendants.

Notre travail s'articule en trois parties :

- Dans la première, théorique, nous nous proposons d'étudier au vue de la littérature

"Le Complexe ostéomuqueux"

(*) Relation intermaxillaire

- son anatomie, ses composants,
 - son histologie,
 - sa physiologie,
 - son devenir prothétique.
- Dans la seconde, pratique, nous désirons faire le point sur la stratégie prothétique à la lumière des notions précédemment développées.
 - Dans la troisième, expérimentale, grâce à l'aide active apportée par l'Institut de Mécanique de Grenoble nous avons la possibilité d'étudier les matériaux à empreintes susceptibles d'être utilisés en prothèse totale.

Cette étude se limite à deux aspects bien précis qui doivent permettre une meilleure approche clinique de la prise d'empreinte.

Nous étudierons successivement :

- la variation de la viscosité de certains matériaux pendant la réaction de prise, durant leur passage de l'état pâteux à l'état solide.
- l'écoulement des matériaux par la mesure de la diminution de l'entrefer existant entre deux plaques de plexiglas, asservies à un système mécanique et cinématique qui a été réalisé à cette intention.

Nous en tirerons les conclusions cliniques en rapport avec quelques matériaux à empreintes actuellement disponibles sur le marché.

PREMIERE PARTIE

LE COMPLEXE OSTEOMUQUEUX

- Définition
- Chapitre I - Rappel anatomique
- Chapitre II - La muqueuse buccale
- Chapitre III- La base osseuse

INTRODUCTION

Le "Complexe ostéomuqueux" est, pour notre part ,

- L'entité anatomique et fonctionnelle qui va :
 - . assurer la sustentation et la rétention des bases prothétiques,
 - . permettre par sa résistance l'action mécanique de la prothèse ajointe totale.
- . Il est constamment soumis au contact de l'intrados prothétique :
 - . soit par effet de joint à l'état statique,
 - . soit par effet musculaire au cours de la mastication, de la déglutition et de la phonation.

Si, sur le plan anatomique et histologique, il est constitué de deux éléments bien distincts, la muqueuse et l'os sous-jacent, on peut admettre que sur le plan de la physiologie prothétique et de la pathologie, il doit être considéré comme une entité indiscutable.

Si on peut décrire un état pathologique propre à chacun de ses constituants, il y aura toujours une répercussion sur la physiologie prothétique.

Dès son insertion en bouche, une prothèse totale devient un élément à part entière de l'environnement buccal et peut déclencher au niveau du "complexe ostéomuqueux" un processus iatrogène et altérer une situation donnée en agissant comme facteur aggravant.

La dualité de structure du "complexe ostéomuqueux" nous conduit à mener notre étude de la façon suivante :

Chapitre I - Rappel anatomique des tissus de soutien

1. Le maxillaire supérieur
2. Le maxillaire inférieur

Chapitre II - La muqueuse buccale et la prothèse totale

1. Introduction
2. Histologie
3. Histochimie
4. Physiologie de la muqueuse
5. Adaptation sensorielle de la muqueuse buccale
6. Pathologie prothétique de la muqueuse
7. Pathologie générale et muqueuse.

Chapitre III- La base osseuse

1. Introduction
2. Les éléments du tissu osseux
3. Etude de la minéralisation
4. Physiologie du tissu osseux : le remaniement. Les facteurs influant sur le métabolisme osseux
5. Pathologie prothétique de la base osseuse : la réduction des crêtes résiduelles
6. Pathologie générale et base osseuse.

CHAPITRE I

RAPPEL ANATOMIQUE DES TISSUS DE SOUTIEN

1.1. LE MAXILLAIRE SUPERIEUR

Les reliefs osseux du maxillaire supérieur édenté découlent :

- de l'organisation embryologique et architectonique du squelette de la face.

- de la présence d'un étage respiratoire individualisé et séparé de la cavité buccale. La topographie de ces reliefs conduit à un tracé de la plaque base qui englobe les procès alvéolaires, la voûte palatine jusqu'à sa portion la plus postérieure au niveau de l'aponévrose vélopalatine, zone du joint postérieur vélopalatin si important (LALLICH SCHOENDORFF) (75), la suture intermaxillaire ou hémimaxillaire et ses variations morphologiques en excès ou en défaut de matière osseuse (MARTIN) (94), enfin les tubérosités postérieures, facteur de stabilisation et de rétention prothétique (LEJOYEUX) (79).

Les versants et le sommet des crêtes résiduelles constituent la zone d'appui primaire, la voûte palatine la zone d'appui secondaire. Les tissus de revêtement muqueux sont variés en fonction de leur situation anatomique (79), (58).

Adhérent aux tissus osseux sous-jacents, nous les trouvons sur les zones d'appui primaire et sur la partie antérieure de la voûte palatine, avec la présence des papilles et du raphé médian.

Sur la zone d'appui secondaire, au niveau palatin postérieur, les tissus de revêtement sont moins adhérents à l'os, en particulier au niveau des zones de Schröder, où la présence de tissu graisseux et glandulaire en modifie les propriétés mécaniques et leur aptitude à supporter les pressions prothétiques. Au niveau des trous palatins postérieurs la compression inadéquate d'un plexus vasculo-nerveux peut induire des troubles trophiques préjudiciables à l'intégrité tissulaire (79).

Enfin dans les zones des bords prothétiques, les tissus de revêtement sont lâches et suivent les mouvements imposés par la musculature superficielle ou masticatrice, seuls les freins antérieurs médians ou latéraux, les insertions musculaires et les ligaments ptérygomaxillaires rejoignent le substratum osseux.

La structure osseuse des crêtes maxillaires s'organise sous l'action de la mastication. L'os est spongieux et les lignes de forces de son architecture sont orientées pour supporter le plus efficacement des forces essentiellement verticales. Seules paraissent immuables les données de l'anatomie fonctionnelle. La trabéculatation osseuse représente ici un système cohérent en réponse aux sollicitations biomécaniques supportées par l'os. L'autostructuration du support osseux se fait selon les lois de la résistance mécanique des matériaux en réponse aux contraintes supportées par l'appareil masticateur (COULY) (29).

Hélas, les avulsions viennent perturber cet équilibre biologique bien fragile en vérité et une réorganisation osseuse s'instaure, mais pas toujours capable de répondre aux exigences de la fonction.

1.2. LE MAXILLAIRE INFÉRIEUR

En raison de sa physiologie particulière, la mandibule est un os très mobile affrontant le maxillaire par des contacts dentaires sous la contraction des muscles masticateurs dont le jeu physiologique complexe permettra les mouvements d'élévation, de propulsion et de diduction.

En raison de la physiologie de la déglutition, liée à la présence de la langue et des muscles du plancher de la bouche, les reliefs osseux de la mandibule édentée, concernés par l'intrados prothétique sont plus réduits qu'au maxillaire. Les zones d'appui se limitent aux procès alvéolaires dont le sommet réalise la zone d'appui primaire et les versants internes et externes, la zone d'appui secondaire. Les lignes obliques internes et externes marquent les limites de recouvrement de la plaque base légèrement au-delà de la L O I (*) pour le volet lingual de la prothèse, au contact de la L O E (**) pour la partie vestibulaire de la prothèse (58) (89).

(*) L O I - Ligne oblique interne

(**) L O E - Ligne oblique externe

Les tissus de revêtement tapissent les surfaces d'appui primaire et secondaire. Sur la surface primaire nous avons un tissu adhérent aux bases osseuses. Ailleurs au niveau des surfaces d'appui secondaire comme au niveau des organes paraprothétiques, un tissu lâche et non adhérent sépare la muqueuse de l'os.

La structure osseuse mandibulaire est double :

- d'une part, l'os basal extrêmement dense, sur lequel certains muscles viennent s'insérer (génioglosse, mylohyoïdien, buccinateur, digastrique),
- d'autre part, les procès alvéolaires dont l'organisation ostéo-architectonique traduit la prépondérance des mouvements de diduction. La perte des dents amène ici aussi une restructuration de l'os alvéolaire (29).

Dans le tracé de la base prothétique on cherche à recouvrir avec les bords prothétiques certains organes passifs dépressibles de la région sublinguale dont les déplacements ne risquent pas de compromettre la stabilité de la base prothétique (LEJOYEUX) (79).

Les papilles rétromolaires constituent la limite postérieure de la surface d'appui et du joint périphérique. En effet la présence de fibres du buccinateur peut mobiliser le sommet de la papille rétromolaire et faire perdre l'effet "joint" recherché à ce niveau et dans la niche rétromolaire.

De nombreuses techniques de réalisation de la base et du volume global prothétique permettent de déterminer les actions musculaires préjudiciables à l'équilibre prothétique et de donner aux bases la surface optimale pour une stabilité maximale.

Les bords prothétiques doivent être le reflet fonctionnel des organes adjacents qui les ont modelés, afin que soient préservées leurs exigences physiologiques (34) (39) (68) (69) (136).

CHAPITRE II

LA MUQUEUSE BUCCALE ET LA PROTHESE TOTALE

2.1. INTRODUCTION

La muqueuse buccale, du moins dans certaines de ses parties, est au contact direct de l'intrados de nos futures prothèses. Elle est soumise :

- aux contraintes de pression masticatrice développées par l'action musculaire et la réaction prothétique au bol alimentaire,
- aux microdéplacements des prothèses.

Son étude mérite de notre part un intérêt soutenu :

- pour des raisons cliniques, techniques, thérapeutiques (53).

1 - Pour des raisons cliniques car il est évident que la structure, l'épaisseur et la mobilité de la muqueuse varient d'un individu à l'autre et chez le même individu selon la topographie. Il faut savoir y distinguer les signes pathologiques et porter les diagnostics correspondants.

2 - Pour des raisons techniques car l'intérêt du prothésiste est de connaître le comportement et le mouvement des tissus muqueux sous les selles prothétiques et la physiologie de l'interface "muqueuse prothèse". Il est souhaitable d'adapter les techniques d'empreintes à l'état muqueux.

3 - Pour des raisons thérapeutiques afin de la préserver et de la traiter au mieux pour conserver son efficacité optimale à la restauration prothétique.

Au contact du milieu extérieur, la muqueuse est exposée aux agressions mécaniques, chimiques et bactériologiques. Par effet de membrane, toxines bactériennes, électrolytes et produits thérapeutiques peuvent diffuser à travers elle bien que l'architecture de l'épithélium sain en fasse un tissu très homogène et résistant, véritable écran protégeant les tissus plus profonds.

2.2. HISTOLOGIE DE LA MUQUEUSE

On peut classer les tissus mous de revêtement en deux parties : muqueuse et sous muqueuse ; la muqueuse en trois parties :

- épithélium
- membrane basale
- lamina propria

La sous-muqueuse n'est pas présente partout. En son absence, la lamina propria adhère directement au périoste.

Sur les crêtes alvéolaires édentées, la disparition des dents amène une restructuration des tissus gingivaux. On note la disparition de la gencive marginale qui bordait le collet des dents et de la gencive interdentaire qui comblait, grâce aux papilles vestibulaires et linguales et au col, les espaces interdentaires situés sous les points de contact. Il apparaît donc sur la surface des crêtes, une gencive attachée sur laquelle la prothèse pourra agir défavorablement (45).

2.2.1. L'épithélium

2.2.1.1. Sa situation topographique permet d'en définir deux types (53) :

- masticatoire, localisé au palais dur, aux gencives, aux crêtes alvéolaires, d'une part,
- de recouvrement, ailleurs, sur les autres tissus de la cavité buccale, lèvres, joues, plancher buccal, langue, d'autre part.

2.2.1.2. Son aspect de surface permet d'en définir deux types :

- kératinisé ou parakératinisé pour l'épithélium masticatoire
- non kératinisé pour les tissus de recouvrement.

2.2.1.3. Couches cellulaires

L'épithélium est réparti en quatre couches, elles-mêmes formées de plusieurs assises cellulaires (101) (53) (45).

- Une couche basale de cellules cuboïdes ou stratum germinatum. Cette couche réalise la jonction avec les tissus plus profonds conjonctifs par l'intermédiaire de la membrane basale.

- Une couche épineuse, ou stratum spinosum. Plusieurs assises de cellules polygonales la constituent. Toutes ces cellules sont réunies entre elles par des moyens d'union : desmosomes avec leurs plaques d'attache, ponts fibrillaires ou tonofibrilles, enfin zonula occludens et zonula adherens : les espaces inter-cellulaires sont comblés par une substance "ciment" granuleuse et fibrillaire.

Il n'y a pas de vascularisation sanguine ou lymphatique dans le stratum spinosum.

- Une couche granuleuse, ou stratum granulosum où se différencient de multiples couches de cellules aplaties contenant d'abondantes granulations kératohyalines à caractère basophile dans le cytoplasme et un noyau hyperchromique contracté.

- Une couche cornée ou stratum corneum qui peut être kératinisée, parakératinisée ou présenter une variété de combinaison de ces deux cas.

A la vérité, les auteurs ne sont pas unanimes sur la présence de cette couche cornée (OSTLUND), chez l'édenté appareillé.

La couche superficielle se détache en fin lambeaux puis est remplacée par les cellules de la couche granuleuse sous-jacente. On pense que la kératinisation est une adaptation fonctionnelle protectrice à une friction (28).

D'autres auteurs pensent que la kératinisation de la couche superficielle de l'épithélium est une réponse pathologique. Par contre pour ORBAN et OSTLUND, il semble acquis après examen de sujets dentés que le stratum corneum est présent sur les tissus sains avec une épaisseur variable selon la localisation.

2.2.1.4. Pigmentation

L'épithélium buccal peut être pigmenté, sa couleur "rose corail" (GLICKMAN) (45) au niveau de la gencive attachée ou du palais antérieur est fonction de son épaisseur, de son degré de kératinisation, de la vascularisation, de la présence de cellules pigmentaires.

Au niveau de la muqueuse alvéolaire, la coloration est plus rouge, du fait de la diminution de l'épaisseur et de l'absence de digitations épithéliales plongeant dans un conjonctif plus lâche où la vascularisation est plus importante.

Les cellules pigmentaires, peu nombreuses dans la muqueuse des blancs, se rencontrent davantage chez les sujets à peau pigmentée, elles peuvent sécréter la mélanine qui colore la muqueuse sous forme de coloration diffuse ou de taches brunes à contour irrégulier.

2.2.1.5. Renouvellement de l'épithélium

L'épithélium buccal est en perpétuel remaniement. Chez le patient denté son épaisseur est maintenue constante grâce à un équilibre entre formation et desquamation.

L'activité mitotique a un cycle de 24 heures avec quelques variations selon qu'il s'agit du matin et du soir.

Le taux mitotique est plus élevé dans l'épithélium non kératinisé que dans l'épithélium kératinisé, ce qui plaide en faveur d'un rôle de protection puisque le renouvellement cellulaire est moins rapide.

2.2.2. La membrane basale

C'est la membrane basale qui réalise la jonction entre la couche basale de l'épithélium et la lamina propria ou chorion.

En ultramicroscopie, on y distingue deux zones :

- la lamina lucida,
- la lamina densa.

Les cellules épithéliales du stratum germinatum prolongent leurs hémidesmosomes jusque dans la lamina lucida.

Constitué d'un complexe de protéines polysaccharidiques, de fibres collagènes et de réticuline, cet interface imperméable aux particules solides mais perméable aux fluides, joue un rôle dans la nutrition de l'épithélium et probablement un rôle immunitaire au niveau antigène anticorps. Il est à noter que la surface de contact épithélium/conjonctif est très largement supérieure à la surface superficielle de l'épithélium, grâce à la présence des digitations épithéliales et des papilles conjonctives qui s'interpénètrent à la façon de deux broches opposées par les poils et comprimées l'une contre l'autre. Au sommet des papilles, des "fibrilles d'ancrage" s'étendent du conjonctif à la lame basale, et pour certaines d'entre elles pénètrent dans la membrane des cellules épithéliales

basales à travers les lamina densa et lucida assurant l'arrimage du conjonctif à l'épithélium (101) (45).

2.2.3. Le tissu conjonctif

2.2.3.1. La lamina propria

Le chorion, frontière externe du conjonctif, est une couche souple constituée :

- de fibres, de substance fondamentale et de cellules. Il assure la connexion avec les tissus sous-jacents et possède : circulation sanguine, lymphatique et innervation.

Les fibres rencontrées sont :

- des fibres de collagène les plus importantes, en forte densité,
- des fibres de réticuline argyrophiliques se ramifiant entre les fibres de collagène et prolongeant la réticuline des vaisseaux sanguins,
- des fibres oxytalanes.

La substance fondamentale contient :

- H₂O
- ions et glucose
- mucopolysaccharides
- mucoprotéines.

Les cellules se différencient en :

- fibroblastes
- fibrocytes
- macrophages histocytes
- mastocytes
- plasmocytes spécialisés dans la production d'anticorps (sous le nom de corps de Russel).

La lamina propria comporte deux couches, une couche papillaire adjacente à la membrane basale formée de ramifications conjonctives, une couche réticulaire contigüe au périoste de l'os en l'absence de sous muqueuse.

2.2.3.2. La sous muqueuse

C'est le tissu conjonctif, de densité variable, faisant la jonction entre la lamina propria et les tissus sous-jacents.

D'épaisseur variable la sous-muqueuse peut être absente comme c'est le cas au niveau de la gencive attachée. Ailleurs dans la partie postérieure du palais, dans les zones de Schroëder, dans la zone du joint périphérique, dans les zones de réflexion muqueuse, elle est abondante. On y retrouve les éléments histologiques déjà cités pour la lamina propria auxquels il faut ajouter du tissu graisseux en quantité variable selon l'état de santé du patient et l'état de dégénérescence des tissus de soutien prothétique (BRINGH).

De plus, des glandes, essentiellement palatines, sécrètent du mucus qui va réaliser un film sur la muqueuse. Il a été démontré que la sécrétion de ces glandes varie avec le sexe et l'âge, avec un volume plus abondant chez la femme que chez l'homme. Sa présence au moment de l'empreinte constitue une source d'erreur. Par contre, la présence de mucine sous la base prothétique est favorable à la tenue de celle-ci, en améliorant le ménisque salivaire entre intrados prothétique et muqueuse et en augmentant la tension superficielle du film (43) (65).

2.2.4. Vascularisation - Innervation

Sous l'épithélium des crêtes édentées une réorganisation vasculaire se manifeste consécutivement à la perte des dents. Des anastomoses entre les artérioles suprapériostées vestibulaires et linguales se produisent avec les artérioles des septa-interdentaires non modifiées par les avulsions. Les capillaires se ramifient dans le tissu conjonctif papillaire entre les digitations épithéliales avec une forme bien particulière en épingle à cheveux (GLICKMAN) (45).

Le drainage lymphatique se fait par les lymphatiques de la papille conjonctive qui rejoignent par l'intermédiaire du réseau de captage le système principal avec ses ganglions régionaux. Les plus importants sont ceux du groupe sous maxillaire (GLICKMAN).

L'innervation se fait à partir d'un certain nombre de structures nerveuses retrouvées dans le tissu conjonctif. D'une façon très générale la muqueuse buccale est richement innervée avec un gradient croissant de densité de l'arrière vers l'avant. La ressemblance est grande avec l'innervation cutanée.

On peut classer les récepteurs de la façon suivante :

- les fibres ultraterminales argyrophiliques dont certaines se prolongent jusqu'au sein même de l'épithélium. Leur stimulation physiologique se rapporte à la nociception.

- les récepteurs proprement dits organisés, encapsulés ou non encapsulés tels que :
 - * corpuscules de MESSNER : discrimination tactile
 - * corpuscules de KRAUSE : discrimination thermique
 - * corpuscules de GOLGI MAZZONI : barorécepteurs
 - * corpuscules de RUFFINI du conjonctif : thermorécepteurs
 - * corpuscules de VATER PACINI : barorécepteurs du tissu conjonctif.

L'édenté total est privé de l'information proprioceptive d'origine desmodontale. Nous verrons plus loin comment se réorganise la perception chez l'édenté total.

2.3. HISTOCHIMIE

Les techniques histochimiques permettent de connaître la composition chimique de la substance fondamentale de la muqueuse et son complexe enzymatique.

C'est ainsi que l'on trouve dans le tissu conjonctif des hétéro-polysaccharides (P A S positifs), des mucopolysaccharides (P A S négatifs), l'acide hyaluronique et les chondroïtines sulfates de type A, B et C.

Dans l'épithélium, il faut noter la présence des mucopolysaccharides neutres dans les espaces intercellulaires.

La présence de glycogène, normale dans le tissu conjonctif, est, dans l'épithélium, interprétée par certains auteurs comme normale alors que, pour d'autres, on ne trouve le glycogène que dans l'épithélium enflammé dont les cellules se séparent les unes des autres et dans les phénomènes d'acanthose.

L'A R N et l'A D N sont présents et signent le bilan énergétique des mitoses cellulaires et la répllication des contenus nucléaires.

Il faut noter également la présence de radicaux disulfides et sulfhydryles dont le rôle au sein des activités cellulaires est prépondérant, que ce soit par exemple au stade de la kératinisation, de la création d'anticorps, de la croissance des cellules.

Enfin on trouve également, et dans des proportions comparables à celle de la peau, des phospholipides et du cholestérol, en particulier dans les granulations kératohyalines du stratum granulosum.

Comme dans tous les tissus dont l'activité métabolique est élevée, il n'y a rien d'étonnant à trouver dans la muqueuse un grand nombre d'enzymes. Les plus significatives sont :

- les phosphatases alcalines et acides en rapport avec la kératinisation,
- les cholinestérases et acétylcholinestérases du tissu conjonctif,
- les enzymes endogènes réductrices agissant sur les complexes polysaccharidiques,
- la collagénase et les lysosomes.

Toute cette activité biochimique ne peut se faire qu'avec des échanges gazeux tissulaires. C'est ainsi que l'activité respiratoire de l'épithélium est trois fois plus grande que celle du conjonctif, la consommation globale d'oxygène de la muqueuse étant semblable à celle de la peau ($Q_{O_2} = 1,6 \pm 0,37$) (GLICKMAN) (45).

2.4. PHYSIOLOGIE DE LA MUQUEUSE

2.4.1. Comportement mécanique de la muqueuse

Chez le sujet denté, la fonction de la muqueuse est de protéger les tissus sous-jacents contre les agressions extérieures, physiques, chimiques ou bactériologiques. Son histologie nous a bien montré que sa structure, les qualités des jonctions cellulaires de l'épithélium et son étanchéité lui permet de jouer ce rôle protecteur. La réponse aux agressions dépendra de la sévérité de l'atteinte, de la virulence de l'agent effecteur.

Chez le sujet édenté la fibromuqueuse joue un rôle fonctionnel et mécanique essentiel, imposé par la perte des dents. Elle devient le siège et l'assise de la prothèse adjointe totale. Cette modification de son environnement fonctionnel résulte de l'application mécanique des pressions prothétiques sur les supports muco-osseux que sont les maxillaires édentés. Aussi la réussite de tout traitement dépend de la connaissance du comportement muqueux dans ce nouveau contexte physiologique et du respect des principes qui en découlent (51).

Mécaniquement, la muqueuse agit comme un coussin amortisseur à travers lequel les résultantes des charges fonctionnelles sont transmises à l'os sous-jacent. Sous une pression quelconque le tissu muqueux va subir des transformations sous l'effet de deux facteurs :

- d'une part, compression cellulaire et vasculaire,
- d'autre part, migration de cellules sanguines, des fluides interstitiels et du contenu lymphatique vers les espaces tissulaires périphériques.

La pression cessant, liquides et cellules refluent vers les espaces préalablement vidés par les forces de pression.

En prothèse totale, du fait de la réalisation d'un joint périphérique étanche, nous pourrions penser que l'application stricte du principe de l'hydrostatique de PASCAL est possible puisque l'ensemble "*prothèse salive muqueuse*" (GOUMY) (47) réalise un coussin fibrohydraulique dans lequel la masse liquidienne est d'après DELBART d'environ 70%, répartie en 15% de liquide interstitiel, 45 à 50% de liquide intracellulaire et 5% de liquide plasmatique. La muqueuse serait donc incompressible sous la prothèse totale.

Ceci peut paraître juste si la pression exercée, se manifeste en un temps très bref, comme dans des chocs occlusaux à vide ou au cours de la déglutition avec une contrainte de courte durée, équilibrée en intercuspidie maximale.

Au cours de la mastication par l'interposition du coussin alimentaire, les pressions changent, deviennent plus durables et le contexte hydrostatique évolue en un contexte biologique qualitativement différent car durée, orientation et intensité des forces de pressions varient constamment en fonction du cycle mastocatoire.

Pendant de nombreuses années, le terme de résilience fut souvent utilisé à tort pour désigner la dépressibilité de la fibromuqueuse et sa réponse aux pressions répétées que lui font subir les prothèses adjacentes.

STEIGER et BOITEL pensaient que la muqueuse subissait une déformation élastique avec un retour immédiat à la situation initiale dès cessation de la force ayant induit la déformation.

Cette conception avait orienté leurs travaux en prothèse adjointe partielle (Classe II de KENNEDY) vers la réalisation d'appareils comportant des distributeurs de forces, élastiques au niveau des selles édentées.

Tous ces dispositifs conçus sur l'a-priori d'une fibromuqueuse élastique sont le fait de connaissances physiologiques insuffisantes.

Les recherches entreprises depuis 1965 ont visé :

- d'une part, à objectiver la présence ou l'absence d'éléments élastiques par des études histologiques très fines,
- d'autre part, à analyser le comportement global de la fibromuqueuse et ses modifications morphologiques au cours de la pression prothétique et après celle-ci.

TURK dès 1965 et l'équipe PILLOUD - CIMASONI - NALLY en 1970 n'ont pu mettre en évidence au cours de leurs études histologiques, des fibres élastiques dans la fibromuqueuse, malgré une recherche sélective utilisant des colorations spécifiques à l'orcéine après ou sans traitement préalable à l'enzyme élastase (105).

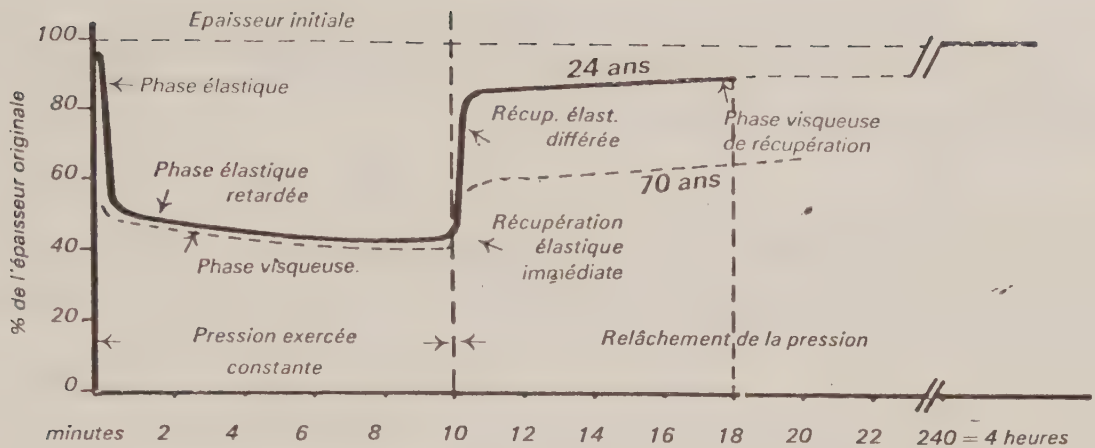
KYDD et ses collaborateurs en 1969 et 1972 ont réalisé grâce à des moyens d'investigation ultrasonique une étude des modifications de la muqueuse lors des compressions provoquées par des éléments prothétiques. Cette étude a démontré que le comportement de la fibromuqueuse gingivale est viscoélastique par nature, c'est-à-dire que sa déformation varie en fonction du temps et de la charge (71).

Au tout début de l'application de la force se produit une compression initiale de caractère élastique suivie d'une déformation continue avec un taux de variance diminuant tant que la force reste appliquée.

La pression cessant, la réponse des tissus mous est à peu près semblable et inverse de celle intervenue lors de l'application, à savoir décompression élastique instantanée suivie d'un retour progressif et lent à l'épaisseur normale.

Pour une compression standard pendant un même temps d'application, on obtient une diminution d'épaisseur de 45 à 55%.

Trente minutes après la fin de l'application des pressions, les tissus sont revenus de 70 à 90% de leur épaisseur initiale. La déformation résiduelle reste de 10 à 30%. Le retour à la normale s'effectue en 3 à 4 heures, plus encore chez les patients âgés.



Visco-élasticité de la muqueuse soumise à compression chez un adulte de 24 ans (d'après KIDD, DALY et WHEELER)

PICTON et WILLS (122) ont montré également le caractère viscoélastique de la réponse tissulaire. Des modifications biologiques sont à retenir comme facteur de retard :

- le vieillissement de la cellule dont les matériaux intracellulaires voient se modifier leurs propriétés colloïdales,
- l'altération sénile du collagène.

Indépendamment des facteurs de pression, les travaux de STEPHENS, COX, SHANNY en 1966 (144) ont montré :

- que la forme anatomique de la muqueuse était soumise à des variations d'épaisseur d'origine thermique (épaisseur différente le matin et le soir)
- que la forme fonctionnelle était affectée par la direction et l'intensité des charges.

2.4.2. Pressions relevées au niveau des tissus de soutien sous les bases prothétiques

Peu d'études furent faites dans le passé sur ce sujet en raison des difficultés techniques. Il est certain pourtant que cet aspect dynamique intéresse la profession depuis toujours si l'on pense aux premiers travaux de BORELLI en 1681.

BLACK dès 1893 a étudié la force maximum développée par la contraction des muscles masticateurs, à vide comme au cours de la mastication d'aliments.

A Lyon, avec BONIN, la miniaturisation des capteurs de pression et la possibilité d'utiliser des tables traçantes ont permis une investigation plus poussée qu'avec les gnathodynamomètres (11).

Les premières études ont porté sur les forces développées par les prothèses elles-mêmes. Cet aspect est fondamental puisque l'aptitude masticatrice est fonction de la force développée.

LALLICH a conduit une expérimentation en 1977 dans ce sens. Ses conclusions montrent que l'optimisation des performances pour chacun des sujets testés passe par le respect de l'intégrité tissulaire et la suppression par retouches successives des surcharges douloureuses localisées sur la muqueuse (72).

Depuis 1950, d'autres études se sont données pour objectifs de mesurer les pressions sur les tissus de soutien au niveau de l'intrados prothétique. Nous passons volontairement sur les problèmes techniques décrits par ailleurs dans la littérature anglo-saxonne (KELSEY - REID - COPLONITZ) (66) pour nous intéresser au phénomène et avoir un aperçu des variations du champ de pression sous les prothèses.

CUTRIGHT et collab. (31) ont conduit leur expérimentation sur une série d'activités buccales :

- déglutition à vide
- déglutition d'un bol alimentaire
- mastication trituration d'aliments de consistance et de texture diverses
- action de boire
- contact interdentaire
- action de fumer.

Leurs conclusions méritent d'être rapportées ici :

- Des prothèses stables produisent des hautes pressions sur les tissus de soutien et transmettent ces pressions de proche en proche, avec des variations selon le type d'activité déployée par le patient.

- Le plus souvent à une pression forte et positive succède au même site une pression négative presque aussi forte.

- Les pressions non masticatrices produites sous les prothèses sont aussi fortes et même plus fortes que les pressions masticatrices. La déglutition est l'activité qui développe le plus de pression lorsqu'elle suit la mastication d'aliments et qu'elle nécessite la fixation de la mandibule pour permettre le mouvement lingual de chasse du bol alimentaire.

- Les ondes de pression pour chaque mastication peuvent être caractérisées et sont typiques de chaque patient.

- La déglutition à vide ou des liquides développe des pressions positives élevées et des pressions négatives faibles.

- Fumer fait varier beaucoup le champ des pressions.

- Les aliments collants entraînent les pressions négatives les plus fortes et ont tendance à déloger les prothèses.

- Chez un patient en denture mixte, P A T (*) en haut, denture naturelle en bas, les pressions sont plutôt plus faibles que chez les édentés totaux et plus uniformes.

Nous en déduisons que la proprioception (118) du parodonte du maxillaire denté, permet au patient : une meilleure utilisation de son appareil, avec une moindre dépense d'activité musculaire, à moins qu'elle ne lui permette de prendre plus rapidement conscience des insuffisances prothétiques et de minimiser les forces pour conserver le maximum de stabilité et de rétention.

DRAGAUT en 1975 a étudié les effets des pressions sur les muqueuses au repos d'une manière qualitative et quantitative (37).

- Qualitative d'abord avec les possibilités suivantes :

- * absence de réaction visible cliniquement
- * changement de la teinte de la muqueuse (blanchiment)
- * déplacement de la muqueuse
- * apparition d'un seuil douloureux
- * réactions combinées.

- Quantitative ensuite par la mesure des déplacements muqueux jusqu'au seuil douloureux en notant la valeur des forces qui induisent le déplacement pour des zones topographiquement bien définies (versants internes et externes, de la crête, régions faîtières et tubérosités, zones de Schroeder).

(*) P A T : Prothèse adjointe totale

Ses conclusions montrent qu'il conviendrait d'intégrer dans le traitement, ces données biomécaniques pour établir une topographie piézométrique de l'empreinte pour éviter les surcharges ponctuelles qui nuisent aux performances et affectent l'équilibre muco-osseux en accélérant la résorption.

Nous retiendrons que le seuil des modifications locales est atteint pour des forces compris entre 2 et 3 kgf/cm² et que le seuil douloureux est atteint pour des forces moyennes de 7 kgf/cm² $\pm$ 2 selon la région.

2.5. ADAPTATION SENSORIELLE DE LA MUQUEUSE BUCCALE A L'EDENTATION TOTALE

La perte des organes dentaires et la destruction du desmodonte amène une désorganisation complète de la stéréognosie buccale (BUYLE - BODIN) (22)

Celle-ci se manifeste dans trois aptitudes qui sont :

- l'habileté discriminative,
- la sensibilité directionnelle,
- la sensibilité tactile.

Les informations sensorielles permettant ces aptitudes proviennent de récepteurs sensoriels à différents niveaux de situation.

- L'habileté discriminative chez l'édenté total est peu ou pas altérée car les informations qui la concernent émanent surtout des propriocepteurs situés dans l'A T M (corpuscule de RUFFINI et GOLGI MAZZONI), et dans les muscles masticateurs. L'édenté total appareillé perçoit la texture des aliments et a conscience de la distance interdentaire minimale. La correction des prématurités et la perception instantanée de la modification consécutive en est la démonstration.

- La sensibilité directionnelle est très fortement réduite voire supprimée totalement, car son support sensoriel est lié à la présence des dents et des récepteurs desmodontaux.

- La sensibilité tactile est modifiée chez l'édenté. A l'origine chez les sujets dentés, elle est le fait de la somme des informations perçues au niveau des récepteurs desmodontaux, des récepteurs muqueux, enfin des récepteurs linguaux.

L'édentation bouleverse l'origine des informations et la langue seule tend à suppléer la perte d'informations en provenance des dents et de la muqueuse couverte par l'intrados prothétique.

Nous pensons que dans les mécanismes qui permettent l'intégration des prothèses adjointes totales, la stéréognosie sera présente à deux niveaux.

- Tout d'abord, la reconnaissance spatiale des prothèses sera nécessaire jusqu'à perception de ces dernières en tant que structures utiles à la mastication. Nous l'appellerons stéréognosie primaire. La mémorisation inconsciente des perceptions va permettre, dans la mesure où l'information et la forme du message reçu seront habituelles, d'utiliser au mieux les aptitudes mécaniques des appareils en contrôlant la rétention et la stabilité pour le maximum de service. Il est courant de constater que chez des patients appareillés, si on est conduit à pratiquer une réparation, fracture de la base, changement de dent, sur un appareil satisfaisant, la reprise des anciens appareils se solde par un échec alors que ceux-ci par accoutumance étaient efficaces et stables bien qu'objectivement aucun facteur favorable n'ait existé en leur faveur avant leur remplacement.

- Dans le deuxième temps, la stéréognosie secondaire permettra la perception de la texture des aliments. Par contre, leur aspect et leur relief seront plus imprécis chez l'édenté en raison de la suppression de la sensibilité directionnelle et de l'affaiblissement de la sensibilité tactile.

Il est intéressant de noter, qu'une anesthésie de contact, désorganisant la stéréognosie, se traduit par une diminution de la rétention prothétique ainsi que l'ont montré les travaux de BRILL, TRYDE et SCHUBELER (13) (14).

Nous avons rappelé plus haut que les pressions relevées sous l'intrados prothétique en denture mixte (un maxillaire édenté et appareillé, l'autre denté) étaient plus faibles que chez les édentés totaux. La proprioception desmodontale du maxillaire denté, support de la sensibilité directionnelle optimise l'utilisation de la prothèse et module les forces musculaires en fonction des caractères prothétiques de rétention et d'équilibration.

2.6. PATHOLOGIE PROTHETIQUE DE LA MUQUEUSE

Dès son insertion en bouche, la prothèse adjointe totale devient un élément à part entière du milieu buccal.

Si sur le plan fonctionnel, elle tend à suppléer l'absence de dents, sur le plan biologique elle ne peut se comporter passivement et son action peut être néfaste pour les tissus de soutien en particulier pour la muqueuse directement sollicitée par l'intrados prothétique.

Les modifications tissulaires sont la conséquence de la nouvelle mission confiée à la muqueuse : servir de siège aux prothèses totales. Elles sont liées aux pressions masticatrices et aux dépressions consécutives au cours de la mastication et de la déglutition. De même les joints périphériques, en s'opposant à la pénétration d'air entre intrados et surface d'appui, augmentent par effet de suction, l'intimité entre muqueuse et intrados.

La prothèse développe donc un potentiel "iatrogène" d'origine mécanique et biologique qui menace l'intégrité tissulaire :

- comme facteur étiologique primaire pour tout ce qui a trait à l'aspect mécanique (R.I.M. erreur d'occlusion et de montage),
- comme facteur aggravant secondaire sur le plan biologique en relation avec l'état de santé général du patient.

2.6.1. Modifications histopathologiques

Les auteurs qui ont conduit une investigation histologique sont d'accord au moins sur un point. Il y a toujours une réponse de la muqueuse buccale au port des prothèses (JONES (64) , MERCIER (95), NATER (106), MILLER (100)).

- BRINGH, le premier à avoir utilisé une méthode histologique, montra la dégénérescence graisseuse des glandes palatines et la prolifération de l'épithélium dans le tissu conjonctif.

- MENTZ montra que les modifications intéressent surtout l'épithélium. Son volume augmente et il devient hyperkératosique.

- PENDLETON trouva chez certains patients une kératose, chez d'autres une kératinisation normale ou pas de kératinisation.

- KAPUR et GERALD remarquèrent que la kératinisation est stimulée par la prothèse.

- TURCK observa une augmentation du stratum corneum.

- OSTLUND au contraire montre l'inverse, non par un défaut d'activité cellulaire, mais par un effet de surface de la prothèse qui amène la disparition de la couche cornée.

- BANSAL reprit une étude similaire dont les résultats s'accordent avec ceux d'OSTLUND.

- NEDELMAN (107) grâce à une étude histochimique chez les non porteurs de prothèses et chez les porteurs de prothèses montra une diminution de la kératinisation.

- CHOUDHARRY et BOUCHER affirmèrent aussi une modification de l'épaisseur du stratum corneum.

On peut donc penser que, selon les patients et probablement selon la période où les prélèvements sont effectués après la mise en place de la prothèse, 3 mois ou plus, une augmentation de l'épaisseur pourra être relevée tout comme une diminution.

- JANI et BHARGAVA sur une série de trente édentés masculins trouvent 70 % d'augmentation d'épaisseur contre 30 % de diminution (61).

Sur le plan statistique, les mesures effectuées ne peuvent avoir de signification que si l'augmentation d'épaisseur ou la diminution est supérieure à 10 % de l'épaisseur initiale.

L'importance du stress que la prothèse inflige à l'épithélium n'est pas étrangère à la nature des modifications tissulaires. Si les limites biologiques d'adaptation des tissus ne sont pas franchies, la muqueuse conservera un aspect histologique paranormal.

Pour RAZEK et SHAABAN (126) les prothèses bien réalisées simulent la muqueuse sous-jacente pendant les 2 à 3 premières années, avec une muqueuse saine légèrement hyperkératinisée et une activité métabolique accrue. Au-delà de 3 ans des modifications atrophiques apparaissent pouvant évoluer en lésions inflammatoires associées à une diminution de l'activité enzymatique.

2.6.1.1. L'épithélium

Les principales altérations épithéliales apparaissent quand la couche cornée disparaît. A ce moment là, l'évolution normale des cellules du stratum granulosum

est altérée.

Nous trouvons successivement :

- une exocytose avec migration de cellules conjonctives à travers l'épithélium,
- une exosérose ou oedème inter-cellulaire,
- un oedème cellulaire avec altération cavitaire,
- une acantholyse ou rupture des attaches intercellulaires,
- la nécrose avec un noyau pycnotique qui disparaît ensuite. Le noyau se condense et prend un aspect homogène, où nucléoles et grains de chromatine ne se distinguent plus. Ce bloc se désagrège en se fragmentant tandis que l'A.D.N. peu à peu se dépolymérise.

La plupart de ces altérations peuvent aboutir à la formation de cavités intraépithéliales (vésicules et bulles).

- La kératinisation

Facteur très important pour les tissus de soutien, la maturation de la kératine peut être viciée selon plusieurs processus : parakératose, dyskératose, hyperkératose. La parakératose est la plus souvent observée après la disparition du stratum cornéum. La kératinisation normale n'est possible que si l'activité enzymatique du stratum corneum est importante (28).

- L'acanthose

L'acanthose ou l'hyperacanthose est l'augmentation du nombre des assises cellulaires, épithéliales, souvent accompagnée par une papillomatose qui est une stomatite souvent rencontrée chez les édentés appareillés au niveau des chambres de vide ou des suctions.

Pour MILLER (100) cette hyperplasie papillaire qui affecte la portion palatine de la prothèse est le résultat de l'irritation chronique due aux bords en relief de la chambre à vide. Une dégénérescence maligne aurait été citée par : HOBRECK, ROBINSON, THOMAS, KERR - ASH et MILLARD, BERTOIN (148).

2.6.1.2. Le conjonctif

Au niveau du conjonctif l'observation anatomo-pathologique nous montre :

- des modifications vasculaires avec hypervascularisation, épaissement des parois vasculaires, prolifération de l'épithélium vasculaire

- des modifications cellulaires avec infiltrations cellulaires, les histiocytes peuvent proliférer et se transformer en macrophages.

- des modifications de l'aspect et de la nature des fibres, oedème, homogénéisation, altération fibroïde, nécrose, sénescence du collagène qui peut aboutir à la sclérose avec néoformation réticulinique. Les papilles conjonctives tendent à pénétrer l'épithélium et leur hauteur augmente sensiblement.

2.6.2. Données histochimiques

Les travaux de RAZEK et SHAABAN (126) ont démontré l'apparition de changements histochimiques chez les patients appareillés. Leur expérimentation a porté aussi sur des sujets édentés depuis six mois et non appareillés qui constituent le groupe témoin.

Des sujets porteurs de prothèses depuis un an, 2 ans, 3 ans, 4 ans et enfin 5 ans, 6 ans. Ce dernier groupe a vu la réfection de ses anciennes prothèses et servi ensuite pour une nouvelle investigation histochimique au bout de 3 mois de port.

Leurs conclusions montrent qu'une période charnière se situe au bout de la 3ème année à partir de laquelle une diminution des qualités mécaniques des prothèses apparaît habituellement.

- L'activité enzymatique de la succinodéhydrogénase, enzyme mitochondrial et du cycle de Krebs, se manifeste avec un taux croissant pendant la première année. Elle décroît la seconde et la troisième années pour retrouver le niveau d'action du groupe témoin. Pendant la 4ème, la 5ème et la 6ème années, elle devient très faible ce qui va de pair avec l'atrophie tissulaire. Après réfection des prothèses, l'activité enzymatique croît à nouveau dans les tissus gingivaux ce qui fut contrôlé après 3 mois de port de la prothèse.

- Pour la phosphatase acide dans le groupe témoin, l'activité enzymatique est très faible dans l'épithélium, signe d'un état satisfaisant. Dans le conjonctif et la lamina propria elle est plus accrue, et en relation avec les mécanismes de phagocytose dévolus aux cellules du conjonctif.

Pendant la première année de port, l'activité de la phosphatase acide augmente, traduisant la réaction des tissus au port prothétique. Au bout de la 2ème et de la 3ème années il y a similitude avec le groupe témoin.

Enfin pendant les 4ème, 5ème et 6ème années l'activité enzymatique décroît encore pour ne croître qu'avec la confection de nouvelles prothèses, au niveau de l'épithélium et de la lamina propria.

- La phosphatase alcaline manifeste son activité enzymatique au niveau de l'endothélium des capillaires de la lamina propria. L'épithélium ne présente aucune réaction.

Dans le groupe témoin à un niveau normal elle dénote la vascularisation de la lamina propria.

Pendant la 1ère année, le nombre de capillaires augmente ainsi que l'activité enzymatique qui lui est liée.

Pendant la 2ème et la 3ème années la tendance s'inverse pour retrouver un niveau comparable à celui du groupe témoin.

Pendant les années suivantes l'activité enzymatique s'estompe plus encore, ce qui peut être dû à une atrophie tissulaire, à une parakératose révélée histologiquement par des colorations à l'hématoxyline et à l'éosine.

En conclusion, il semble qu'au terme de 3 années de port il soit souhaitable sinon de refaire une prothèse totale neuve, tout au moins d'améliorer celle existant pour redonner aux tissus une activité enzymatique normale ou paranormale par la réalisation d'un rebasage (BRUGIRARD - LALLICH) (15).

2.6.3. Données statistiques

Les travaux d'OSTLUND sont significatifs à cet égard. Sur 118 patients avec une muqueuse palatine cliniquement neutre :

- 1 cas d'hyperkératinisation chez un porteur de prothèses depuis 6 mois.
- Sur 117 cas restant :
 - . 23 % : muqueuse histologique normale
 - . 34 % : amincissement de la couche cornée
 - . 43 % : parakératose.

Cette étude montre d'autre part que les lésions épithéliales augmentent avec la durée du port des prothèses avec plus d'atteinte chez la femme.

Donc dans 77 % des cas, atteinte des tissus de soutien muqueux.

Les travaux publiés dans Stomatologia de Bucarest en 1974 s'attachent aux aspects cytologiques de la muqueuse buccale chez les porteurs de prothèses en polyméthyl méthacrylate : 116 frottis chez 73 sujets porteurs de prothèses dans un délai de 6 mois à 15 ans.

Cette étude montre là aussi l'apparition de modifications morphologiques de l'épithélium buccal, à savoir :

- divers degrés et formes de dégénérescence (pycnose, caryolyse, halo périnucléaire, vacuolisation et clairière cytoplasmique)
- processus accentué de kératinisation, noyaux libres et résidus nucléaires, cellules dystrophiques.

Ces modifications cytologiques sont interprétées dans leur ensemble comme étant des aspects de la réaction de défense de l'épithélium contre l'action irritative mécanique et chimicotoxique des prothèses.

2.6.4. Etiopathogénie des lésions muqueuses

2.6.4.1. Les manifestations cliniques de type : stomatites, répondent à une agression traumatique, et ont une étiologie bien souvent évidente : surextension, compression excessive, bords coupants, etc... et dans la plupart des cas, liée à des problèmes mal maîtrisés de réalisation technique, empreinte ou montage. Leur correction amène le retour à la normale.

2.6.4.2. Les manifestations dégénératives peuvent être rapportées à deux causes :

- tolérances des muqueuses vis-à-vis des matériaux utilisés en prothèse complète et facteurs connexes,
- déséquilibre occlusoarticulaire.

A. Tolérance des muqueuses vis-à-vis des matériaux prothétiques et facteurs associés

C'est un point très important. Les paramètres qui jouent un rôle dans cette tolérance, aussi bien sur le plan biologique que mécanique, sont liés aux caractéristiques mécaniques des matériaux, à l'histocompatibilité des muqueuses et aux rétentions bactériennes (84) (86) (129) (156) (151).

a) Caractéristiques mécaniques : l'état de surface de l'intrados prothétique sera générateur d'altérations muqueuses (48). Malgré le soin apporté aux impératifs prothétiques, il reste qu'il y a toujours déplacement de la prothèse dans tous les

sens pendant la fonction. Ces déplacements seront d'autant plus importants que les qualités mécaniques des prothèses et des surfaces d'appui, seront déficientes. Si par ailleurs l'état de surface est irrégulier, toutes ces irrégularités frotteront sur la surface d'appui, l'irritation de la muqueuse dépassera le stade d'adaptation physiologique et nous aurons des altérations conduisant à l'inadaptation. Nous retrouvons les formes irritatives décrites plus haut avec essentiellement une desquamation superficielle accélérée par les frottements qui empêche la maturation de la kératine et fait naître l'inflammation. Toutes ces sollicitations excessives déterminent l'apparition de la triade de HAÜPL avec :

- compression tissulaire par stase sanguine,
- oedème et libération des éléments de l'inflammation,
- désintégration fibrillaire.

Or, comme nous le savons après l'étude de la muqueuse, si la partie moyenne du derme, très vascularisée a un rôle d'échange métabolique, la partie profonde a surtout un rôle mécanique : résistance aux pressions par son comportement visco-élastique et transmissions des tractions ostéogénétiques au périoste sous-jacent.

L'état de surface est bien un des facteurs importants dans la tolérance de la muqueuse et il sera impératif de supprimer toutes les irrégularités de l'intradados prothétique, liées à des défauts d'empreintes, de mauvaise coulée des modèles, mauvais vernissage, mauvais dosage et polymérisation de la résine. Le choix du matériau à empreinte secondaire a une grande importance et il est souhaitable que le praticien puisse par la qualité de son jugement retenir le matériau le plus adapté à l'état muqueux.

b) Histocompatibilité : Les problèmes de cytotoxicité sont bien connus car les études ont été très nombreuses sur ce sujet. Il suffit de rappeler que tous les matériaux sont très proches les uns des autres et que la résine, à la condition d'être polymérisée dans les règles de l'art n'est pas plus chimiotoxique pour les tissus que les métaux. Sa souplesse d'utilisation lui confère donc une place de choix parmi les matériaux servant à réaliser les bases prothétiques. Seule une intolérance au colorant peut apparaître. Elle disparaît avec la résine incolore.

c) Rétentions bactériennes et modifications salivaires : Il est certain qu'un rapport s'établit nécessairement entre l'état de surface de l'intradados prothétique et la flore bactérienne buccale. De même l'équilibre de la flore est modifié parce que le port des prothèses influence la sécrétion et le Ph salivaire. C'est tout l'écosystème buccal qui est modifié par la prothèse (103) (85).

Les lois qui régissent la physiologie salivaire au niveau du Ph sont les suivantes :

- Quelle que soit la cause sécrétante, pour un même taux de sécrétion, le Ph est identique.
- Toute variation du Ph non compensée par l'effet tampon sera liée à une variation du niveau de la sécrétion et elle se fera dans le même sens.
- Le Ph qui représente le comportement électrolytique d'une sécrétion est aussi l'image instantanée de cette sécrétion quant à sa qualité et à son type.
- Le Ph des individus dentés est de 6,83 en moyenne avec des écarts de 5,8 à 7,6.
- Chez les édentés non appareillés les écarts sont de 5,8 à 7,3. Le Ph moyen des sujets édentés totaux appareillés est de 6,23 avec des écarts individuels de 4,9 à 7,9 (117) (85).

Une concordance existe entre le Ph moyen des sujets dentés et édentés non appareillés. Donc chez les appareillés totaux, la baisse du Ph est de rigueur. Elle correspond à un hypofonctionnement salivaire qui est la règle, après la période du début. Ces variations du Ph liées à la diminution du volume sécrétoire vont favoriser la modification du milieu buccal et une transformation de la flore buccale.

Sur les surfaces prothétiques la plaque microbienne va pouvoir se développer sous la dépendance du milieu salivaire, de l'affinité des micro-organismes pour les cellules épithéliales et de l'état de surface des éléments prothétiques (19).

Quand pour des raisons d'hygiène insuffisante, la plaque microbienne se trouve constituée et s'accroît par agrégation de nouveaux micro-organismes et mitose en son sein, elle acquiert un pouvoir pathogène sur la muqueuse. La prothèse devient un réceptacle à microbes (17).

L'activité de la plaque se manifeste, soit directement soit indirectement.

Les enzymes bactériens ont une action néfaste à la fois sur l'épithélium et le conjonctif.

Les hyaluronidases libérées par les staphylocoques, les streptocoques, les diphtéroïdes augmentent la prolifération épithéliale.

Les collagénases exogènes des bactéricus mélanicogénicus ou les collagénases endogènes augmentent, et l'inflammation par rupture hémorragique des vaisseaux (45),

par digestion enzymatique du collagène conjonctif. Les leucocytes salivaires et tissulaires lysés par les défenses propres de la plaque, libèrent des enzymes dont l'action se manifeste principalement au niveau des jonctions cellulaires et favorisent la pénétration bactérienne.

L'hyperhémie s'installe agissant sur la trame organique et minérale de l'os sous-jacent. La muqueuse se désintègre progressivement et perd ses qualités mécaniques.

La présence d'endotoxines et d'exotoxines plus rares augmentent encore l'activité pathogène de la plaque et ce d'autant plus facilement que la détersion mécanique par le flot salivaire est fortement diminuée sous les bases prothétiques en raison :

- du blocage hydraulique réalisé par les joints périphériques

- de l'atrophie progressive des glandes salivaires muqueuses et palatines dont la sécrétion diminue. Les canalicules salivaires sont altérés, dilatés et une dégénérescence séreuse s'installe en même temps que du tissu adipeux fait son apparition et ce, d'autant plus que le patient est appareillé depuis longtemps. Ces glandes ont un rôle essentiel de protection des surfaces tissulaires. Malheureusement la présence de la base prothétique, influençant le volume sécrétoire, donc le Ph salivaire, augmente par les pressions fonctionnelles exercées la stase sanguine, l'anoxie tissulaire et permet l'action cytolytique des bactéries et des métabolites microbiens. Ceux-ci ont une action antigénique et diffusent plus aisément dans les tissus. L'écosystème bactérien induisant des réponses à caractère immunologique se trouve modifié comme nous l'avons déjà dit avec une augmentation des staphylocoques et du candida albicans dont la présence va se manifester dans l'apparition ou l'aggravation du processus pathologique subprothétique (18) (148).

La stomatite prothétique à candida peut être classée en trois catégories (BUDZ JORGENSEN) :

- Type 1 : forme simple localisée avec des taches rouges qui correspondent aux orifices des glandes muqueuses palatines et une inflammation localisée de la muqueuse palatine.
- Type 2 : forme simple généralisée avec inflammation presque complète de la muqueuse sous la base prothétique.
- Type 3 : nommée stomatite granuleuse avec des formations inflammatoires hyperplasiques surtout localisée dans la partie centrale du palais dur.

Cette forme fait apparaître des hyperplasies muqueuses de 2 à 5 mm de diamètre, en forme de papille, donnant à l'ensemble de la muqueuse une allure spongieuse. Est souvent associée à cette stomatite une glossite médiane ou diffuse et une cheilite angulaire dans 30 à 40 % des cas. Par diverses techniques, on a pu démontrer une corrélation très nette entre les zones enflammées de la muqueuse palatine et la présence d'une candidose dont le diagnostic sera confirmé par un examen microscopique d'un frottis, plutôt que par une biopsie car il n'y a pas de modifications histologiques caractéristiques.

47 % des porteurs de prothèses auraient une candidose buccale dont l'apparition est aggravée par le diabète, un haut taux alimentaire d'hydrates de carbone, des dérangements nutritifs, une antibiothérapie, la prise de cortico-stéroïdes. Des prélèvements pratiqués lors de blessures prothétiques mettent en évidence la présence du *candida albicans* qui prolifère et la muqueuse amoindrie par le traumatisme n'est plus une barrière à son développement.

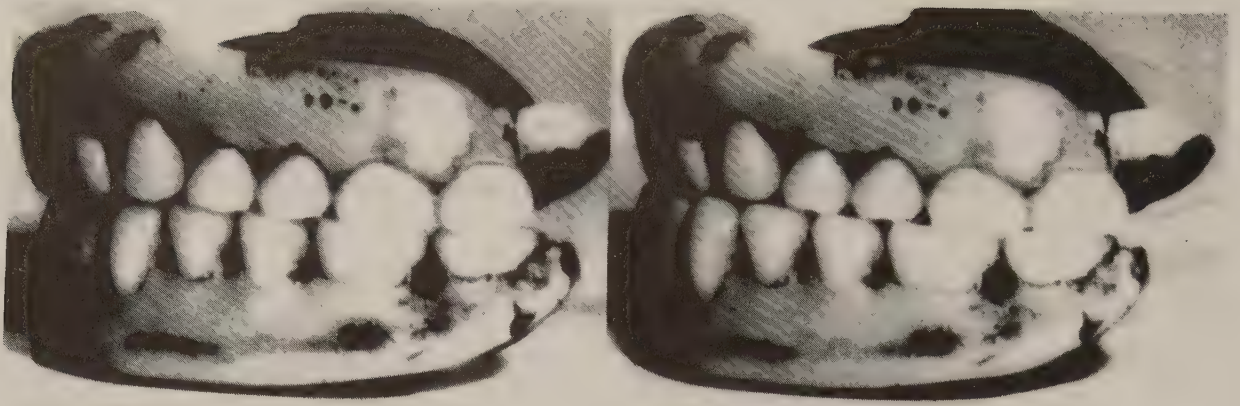
Le traitement consistera en conseils d'hygiène prothétique et à la prescription d'antifongiques généraux et locaux.

La précaution importante est d'éviter la contamination du tractus gastro-intestinal et surtout une dissémination hématogène qui ferait de cette affection bénigne une maladie grave dans la mesure où l'état général du patient serait amoindri par une affection concomitante.

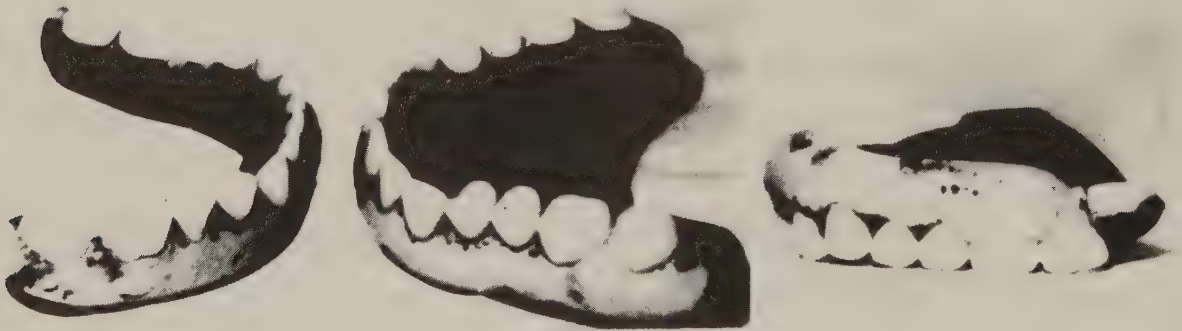
B. Déséquilibre occluso-articulaire

Parmi les facteurs qui agressent la muqueuse, il faut évoquer les micro-traumatismes et les microdéplacements consécutifs aux chocs et glissements qui résultent d'un déséquilibre occluso-articulaire. Celui-ci provient de la manifestation de contacts prématurés en position d'intercuspidie maximale ou d'une malrelation intermaxillaire dont les interférences occlusales ont tendance à déstabiliser et à déplacer les prothèses. Le proglissement antérieur est particulièrement néfaste.

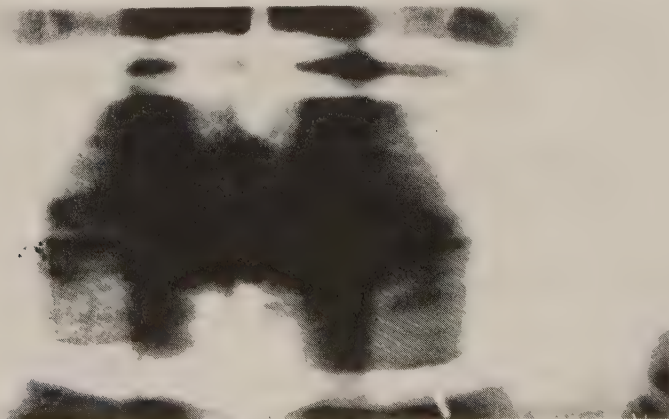
Pour GERBER (42), il ne connaît "*ni frontière ni classe sociale*". Par le déplacement qu'il impose aux prothèses il exerce ses méfaits sur les tissus comme un laminoir et par des tensions horizontales il provoque une friabilité tissulaire qui rend la muqueuse labile.



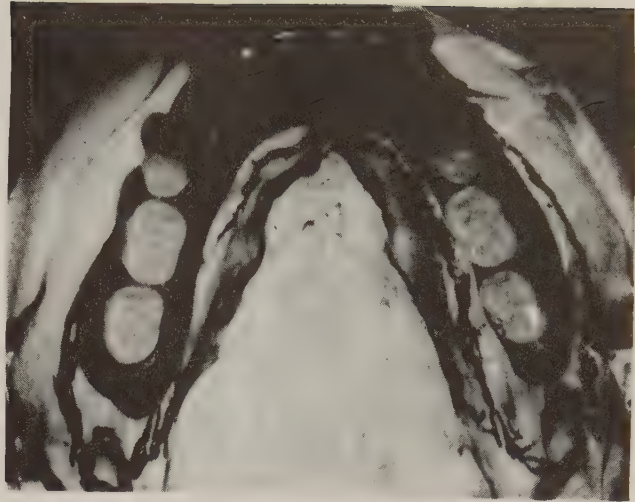
Prothèses haut et bas portées 30 ans avant réfection
Divers défauts de définition des bases et de montage.



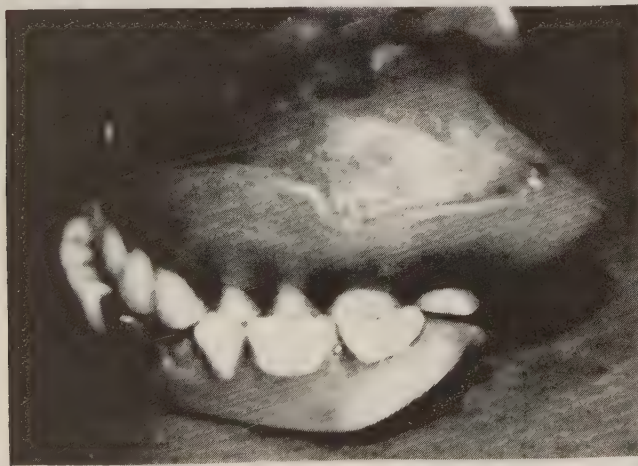
Relation occlusale des prothèses à l'insertion (8) et après 30 ans.
La propulsion mandibulaire est la conséquence d'une perte importante
de dimension verticale



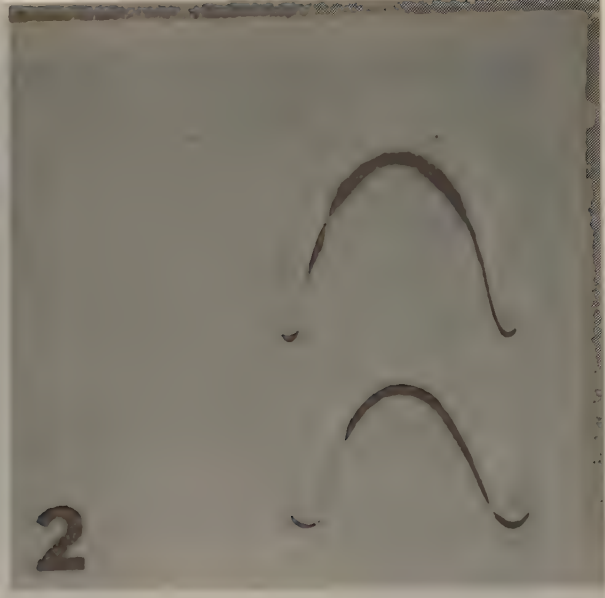
Etat osseux. Résorption très importante.
Les traits verticaux sont des témoins métalliques (taille : 1 cm)



- Photo 1. Prothèse maxillaire en sous extension. Pas de joint vélo-palatin. Les dents postérieures sont en résine et très abrasées. Les antérieures sont en porcelaine.
- Photo 2. Prothèse mandibulaire en sous-extension. Les trigones rétro-molaires ne sont pas englobés dans la surface d'appui. Pas de joint sur linguale. Les dents postérieures sont en porcelaine ce qui a entraîné l'usure des homologues supérieures.



- Photo 3. En raison de la perte de dimension verticale au niveau du tampon molaire, une occlusion de convenance s'est progressivement installée très antérieure. La sous-extension surtout manifeste à la mandibule associée au déséquilibre occlusal a entraîné une résorption des crêtes résiduelles démontrée par la verticalisation des triangles rétro-molaires.



Importance de la détermination exacte des surfaces d'appui.
Comparaison entre anciennes et nouvelles prothèses pour une
même patiente.

Fig. 1, 3.

Prothèse mandibulaire. En raison de la résorption de la crête
inférieure, on obtient un volume prothétique considérable et
l'intégration psychique est souvent difficile.

Fig. 4.

Prothèse maxillaire. Le joint vélo-palatin est très posté-
rieur en relation avec une topographie vélaire particulière.
Les échancrures latérales post-tubérositaires respectent
l'angle.

La présence fréquente d'un bloc incisivo-canin inférieur opposé à une prothèse totale maxillaire, induit par surcharge antérieure une résorption catastrophique. La perte de dimension verticale amène des troubles similaires (cf photos ci-jointes).

Une autre cause susceptible d'entraîner un déséquilibre occluso-articulaire est liée au problème de stabilité dimensionnelle des prothèses pendant et après la polymérisation des résines de base. Cette réaction qui voit l'apparition de longues chaînes de macromolécules de copolymère, libère des tensions internes importantes qui se manifestent essentiellement pendant le retrait de cuisson et au démouflage (MARIANI - MIGOZZI - SOUMEIRE 91) (MIES, 99).

Pour remédier à ces inconvénients il convient de posséder une technique de laboratoire qui permette d'utiliser les résines dans les meilleures conditions. Il semble que les inconvénients précédents soient minimisés par les résines à injection constante sous pression pendant la cuisson ce qui compense le retrait et permet une meilleure densité du matériau sans porosités. La cuisson devra être lente.

Pour WENDT (152) et LANG (77) la réalisation d'une plaque base métallique limitée aux zones d'appui primaire associée à l'injection de résine empêchera la déformation finale tout en améliorant, par ses qualités mécaniques intrinsèques, la stimulation au niveau des crêtes et l'adhésion, toutes choses égales par ailleurs.



Pour REGHI et KYDD la résistance à la déformation d'une prothèse mandibulaire à plaque métallique est huit fois supérieure à celle d'une prothèse à base métacrylate.

Pour REGHI et GASKILL, cette aptitude à résister à la déformation fonctionnelle est un facteur très important, influençant très favorablement la distribution des forces masticatrices sur les tissus de soutien.

La surveillance régulière des patients appareillés devrait permettre d'éviter de voir des cas semblables à celui présenté sur les clichés de la page suivante.

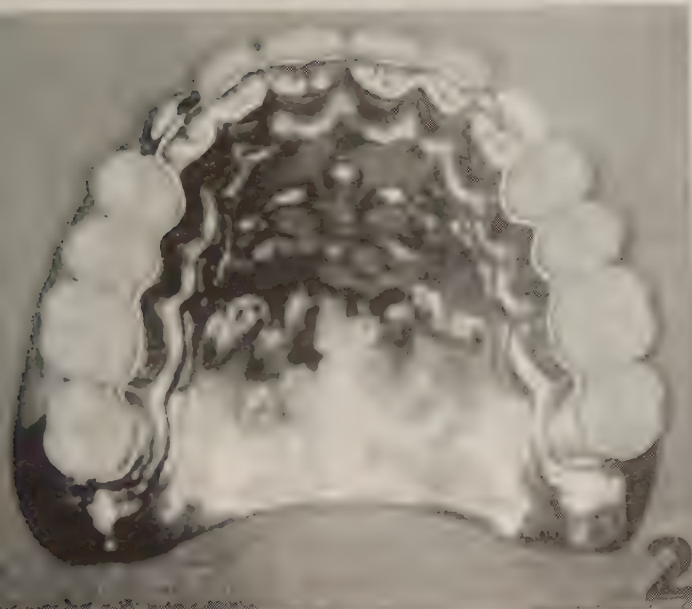
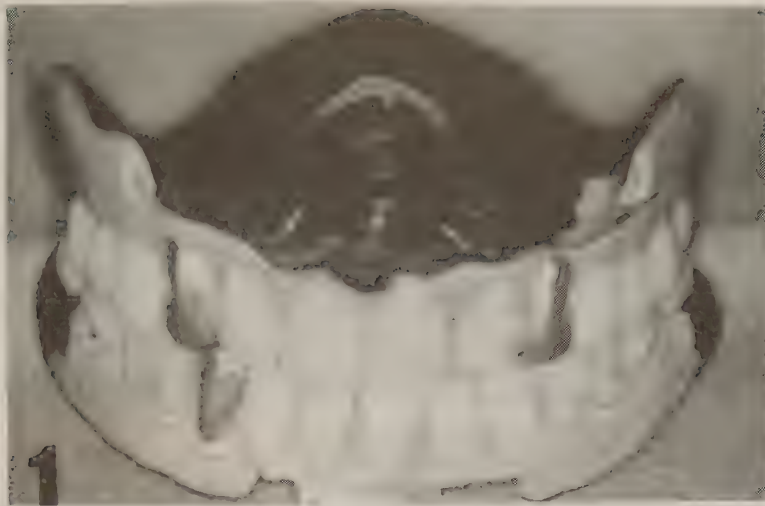
Les prothèses anciennes de plus de 30 ans, jamais revues, portées nuit et jour, en sous-extension manifeste, avec un déséquilibre occluso-articulaire installé progressivement ont provoqué cette hyperplasie tissulaire à la mandibule et une déminéralisation de la crête supérieure au niveau du bloc incisivo-canin par surcharge occlusale. Seule la chirurgie préprothétique combinée à une thérapeutique tissulaire a permis la suppression de ces hyperplasies avec une surface d'appui mieux adaptée.

Pour permettre au patient d'avoir une occlusion stable et durable, une équilibration préalable à l'insertion doit être réalisée par le praticien et contrôlée, tous les ans en moyenne, si le patient a été convaincu de l'importance de ces facteurs pour la durée efficace de sa restauration. Nous précisons ces points dans la partie pratique de ce travail.

2.7. PATHOLOGIE GENERALE ET MUQUEUSE

Au cours d'affections générales la muqueuse buccale peut être altérée. Les modifications histologiques qui la concernent pourront entraîner un affaiblissement de ses aptitudes mécaniques à supporter efficacement les contraintes biomécaniques d'une restauration prothétique. Ces altérations tissulaires que le contexte prothétique peut influencer peuvent se manifester lors de :

- maladies dégénératives,
- maladies de carences,
- hémopathies,
- maladies du système endocrine,
- intoxications,
- maladies du système nerveux central,
- maladies du tractus gastro-intestinal,
- maladies dermatologiques.



Photos 1,2,3..Prothèses totales portées 30 ans sans surveillance. La dimension verticale est effondrée et le déséquilibre occluso-articulaire se traduit par une propulsion mandibulaire.



Photo 4.

Par surcharge localisée, modifications tissulaires dans la région incisivo-canine inférieure. Hyperplasie ne permettant de réaliser un joint périphérique correct. Exérèse chirurgicale.

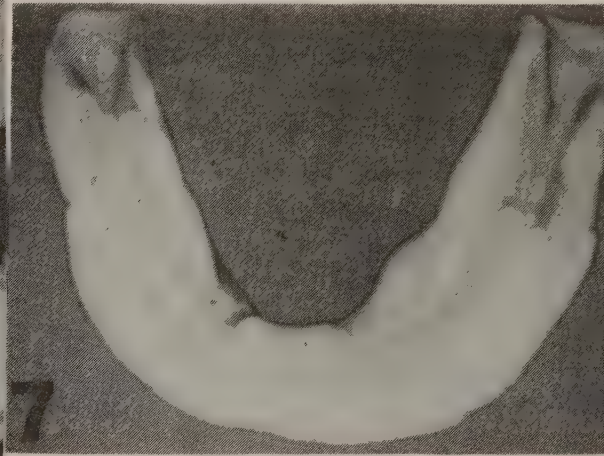


Photo 5. Le site opératoire. L'exérèse a ménagé le périoste. Pas de suture.

Photo 6. Prothèse immédiate thérapeutique portant le matériau de mise en condition tissulaire permettant le guidage de la cicatrisation. On notera la présence de surfaces occlusales de morsure pour la mise en condition neuro-articulaire.

Photo 7. Intrados de la prothèse mandibulaire le jour de l'intervention.

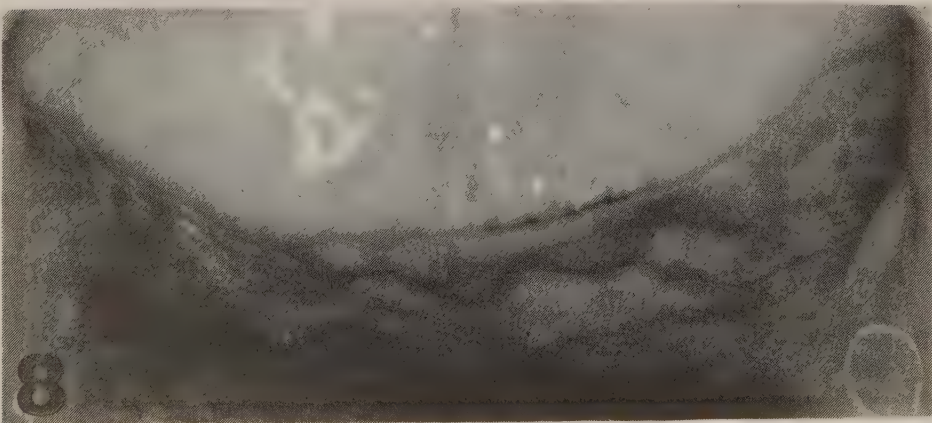


Photo 8. La cicatrisation à 8 jours.

Notre propos n'est pas ici de rappeler le rôle diagnostique qui peut être le nôtre par la découverte des signes buccaux symptomatologiques de certaines affections générales.

Nous préférons retenir que pour tout traitement prothétique il est souhaitable, voire indispensable de pratiquer un interrogatoire médical aussi rigoureux que possible et éventuellement de se mettre en contact avec le médecin traitant pour connaître l'état de santé du patient.

Nous rappellerons maintenant et brièvement quelques modifications muqueuses que nous pouvons trouver en relation avec une pathologie générale. Ce sont essentiellement les affections à caractère chronique ou au long cours qui présentent le plus d'intérêt car les répercussions tissulaires seront étalées dans le temps et susceptibles d'influer sur le comportement prothétique.

- Maladies hématologiques

L'anémie macrocytique hyperchrome ou anémie de Biermer, qui apparaît le plus souvent chez des patients ayant dépassé la quarantaine, hommes comme femmes, entraîne des modifications buccales qui apparaissent dans 75 % des cas. La muqueuse n'a pas sa coloration habituelle et sa résistance à l'ulcération est nettement abaissée. La langue modifiée, devient rouge, lisse et brillante, très sensible à la chaleur et aux assaisonnements relevés. La prothèse peut induire une gêne désagréable et l'apparition de blessures apparemment injustifiées.

Dans l'anémie microcytique hypochrome, les signes buccaux sont plus rares, avec également une pâleur importante des tissus buccaux et une tendance à l'ulcération spontanée, associée à d'autres signes qui constitue le syndrome de Pummer-Vinson.

Dans les diverses leucémies, les patients peuvent ne présenter aucune altération clinique en l'absence d'irritants locaux tels qu'entre autres des prothèses mal adaptées et traumatogènes. Pour GLICKMAN (45), les modifications histologiques existent toujours. "Il faudra toutefois faire la différence entre :

*les transformations primaires liées au trouble hématologique,
et les transformations secondaires associées aux irritations locales".*

La thérapeutique prothétique devra s'efforcer de réaliser des appareils non agressifs et les mises en conditions tissulaires seront indiquées comme elles le

sont dans les cas de muqueuses irradiées à la suite de traitements ionisants appliqués à des maladies dégénératives de la sphère maxillofaciale.

L'artériosclérose chez les sujets âgés peut entraîner des modifications vasculaires et créer des conditions ischémiques qui altèrent les métabolismes tissulaires.

- Manifestations buccales des maladies de carences

Pour GLICKMAN il semble qu'aucune carence nutritive ne soit susceptible de provoquer des modifications tissulaires en l'absence d'irritants locaux. En présence de ces derniers, la courbe de réponse tissulaire est modifiée et la réaction sera plus intense et rapide que chez le sujet non carencé.

Les carences en vitamine A, en complexe vitaminique B, en vitamine C, en vitamine D peuvent entraîner des altérations histologiques que l'anatomopathologiste peut classer avec précision. Il est utile de rappeler que l'hyper-vitaminose n'est pas sans inconvénients et qu'il n'est pas souhaitable de prescrire un apport vitaminique si le déficit n'a pas été établi avec précision en raison des risques que l'excès fait courir à la santé du malade. Les carences protéïques peuvent entraîner par l'absence d'acides aminés nécessaires au métabolisme protéïque, des modifications du tissu conjonctif et une atrophie épithéliale. Associée à une avitaminose C la synthèse du collagène est diminuée et les capillaires sont altérés.

- Maladies du système endocrinien

La maladie la plus fréquemment rencontrée est le diabète. Cliniquement, il semble que celui-ci puisse avoir une action sur les tissus buccaux en diminuant leur résistance à l'inflammation. Pour certains chercheurs, la relation entre diabète et pathologie buccale n'est pas parfaitement établie. Pour d'autres au contraire le diabète augmenterait la sévérité des affections constatées.

Chez le diabétique, la muqueuse est souvent histologiquement modifiée. L'épithélium a tendance à perdre son aspect macroscopiquement granité, au niveau de la gencive adhérente à l'os sous-jacent, pour devenir lisse et plus rouge.

La kératinisation est perturbée, l'inflammation peut être accrue et la structure des capillaires altérée. L'activité métabolique est amoindrie et signée par une diminution de la tension en oxygène et par une réduction de l'oxydation du glucose (45).

- Les oestrogènes - Les taux élevés d'oestrogènes et de progestérone sont responsables de modifications tissulaires. La morphologie proprement dite des tissus ne semble que peu altérée. Il apparaît toutefois une perméabilité vasculaire plus forte et une diminution de la kératinisation épithéliale qui marque une diminution de ses capacités mécaniques de résistance à la pression et au frottement associée à une tendance congestive.

La ménopause amène une atrophie muqueuse avec une modification de la couche épineuse et de la couche germinative associée à une diminution de l'épaisseur totale. L'activité mitotique est ralentie et la kératinisation abaissée.

En cas de gingivo-stomatite ménopausique ou gingivite sénile atrophique, GLICKMAN ainsi que de nombreux auteurs affirment que la prothèse totale est très difficile à supporter en raison de l'absence de possibilités adaptatives des tissus aux pressions et aux frottements prothétiques.

- La cortisone et les corticoïdes - On pense que la cortisone exogène et un excès de corticoïdes ont comme nous le verrons plus loin une action ostéoporotique avec une diminution de la minéralisation osseuse. Sur les tissus mous une tendance à l'inflammation se manifeste en présence d'irritations locales. Sur le plan métabolique la synthèse du collagène est altérée.

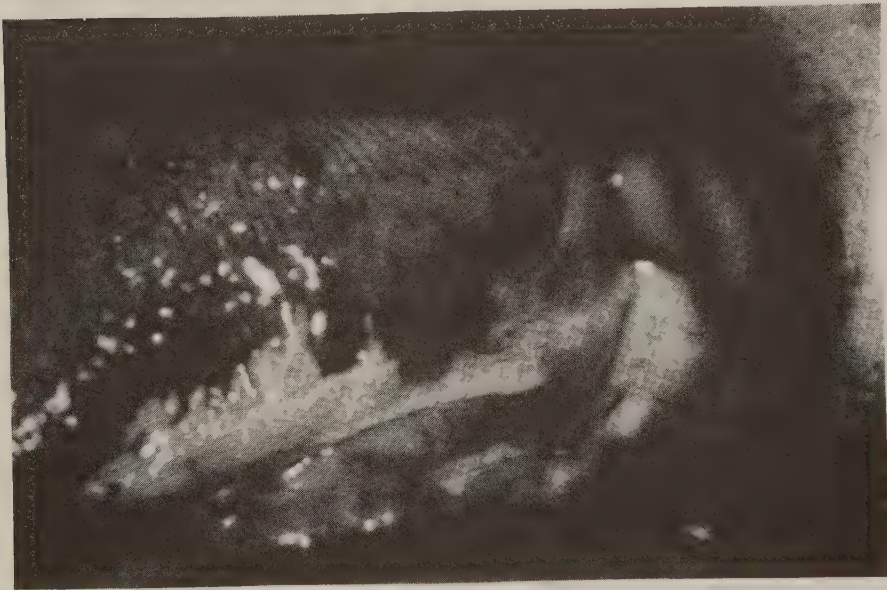
- Les troubles psychosomatiques peuvent se manifester au niveau buccal :

1. Par le développement d'habitudes nocives pour les tissus de soutien. Une bruxomanie prothétique à caractère névropathique peut s'installer en raison de la sensation de confort que le patient éprouve grâce à l'équilibre bilatéral balancé qu'il faut pourtant systématiquement rechercher. Ces contraintes attestées bien souvent par la fracture des dents prothétiques en porcelaine surchargent les tissus de soutien et irritent l'épithélium. Pour minimiser ces effets surtout nocifs à la mandibule, il faudra recommander la dépose nocturne des prothèses.

2. Par l'effet direct du système nerveux sur l'équilibre physiologique des tissus, ce qui se manifeste par des troubles nutritionnels et trophiques.

- Les maladies dermatologiques sont très souvent accompagnées de manifestations buccales et le praticien averti reconnaitra les nombreuses formes cliniques habituelles du lichen plan, leucoplasie linéaire, pemphigus, sclérodermie. Il rencontrera également les manifestations buccales de certaines maladies à virus telles que l'herpès, certains zonozoonoses du territoire trigéminal qui verront une atteinte de la portion antérieure de la langue, du palais mou et de la face interne de la joue.

Nous concluons ce court paragraphe en évoquant aussi l'action toxique du tabac qui provoque des leucoplasies qui peuvent être très importantes et de l'éthylisme, très fréquemment rencontré et qui altère la dynamique vasculaire des tissus de recouvrement ce qui est propice aux réactions inflammatoires.



CHAPITRE III

LA BASE OSSEUSE

3.1. INTRODUCTION

Le tissu osseux joue un grand rôle dans la prothèse totale.

- Il assure aux prothèses un appui résistant.
- Il reçoit les pressions masticatrices et les chocs, puisqu'il se mobilise par l'action musculaire qui permet aux prothèses l'action directe.
- Il contribue pour partie à la rétention et à la stabilité prothétique.

Malheureusement, au niveau des maxillaires édentés, le tissu osseux est un tissu fragile, soumis à la résorption dépendant aussi bien de causes locales que générales. La clinique nous montre tous les jours qu'il en est ainsi.

Il est donc indispensable que nous connaissions parfaitement le tissu osseux, sa structure histologique et son métabolisme pour essayer de minimiser l'action ostéolytique, néfaste, que peuvent induire les prothèses.

Le tissu osseux est formé de cellules comme tous les autres tissus conjonctifs et d'une substance intercellulaire contenant des fibres collagènes et une matière amorphe riche en polysaccharides :

- les cellules du tissu osseux sont les ostéocytes,
- la substance intercellulaire est minéralisée.

Au niveau des cellules différenciées nous trouvons :

- des cellules spécialisées dans la formation du tissu osseux, les ostéoblastes qui se trouvent placés en bordure des travées osseuses en voie d'édification,
- des cellules spécialisées dans la destruction de l'os, les ostéoclastes qui participent au remaniement constant de la fraction minérale du tissu osseux.

L'ostéoformation s'opère en deux temps :

- 1) sécrétion d'une matrice conjonctive préosseuse,
- 2) minéralisation de la substance préosseuse. Les mécanismes très fins qui gouvernent cette minéralisation sont encore mal connus.

La résorption osseuse, quant à elle, est le fait des ostéoclastes mais on peut aussi observer une résorption périostéocytaire ainsi qu'une résorption acellulaire d'ordre physicochimique.

En plus des activités cellulaires, l'os est soumis à de nombreuses influences qui moduleront le perpétuel remaniement auquel il est soumis avec une rupture de l'équilibre soit dans le sens de l'ostéogénèse, soit le plus souvent de l'ostéolyse.

Ces facteurs sont les suivants :

- génétiques,
- âge,
- sécrétions endocrines,
- vitamines,
- circulation sanguine,
- action mécanique,
- actions chimiques diverses.

3.2. LES ELEMENTS DU TISSU OSSEUX

3.2.1. Histologie

3.2.1.1. Ostéocytes

Equivalents des fibroblastes et d'origine mésenchymateuse ce sont des cellules fusiformes pourvues de fins et nombreux prolongements en contact avec ceux des ostéocytes voisins. Ils sont contenus dans les ostéoplastes (lacunes ostéocytaires) et les prolongements s'enfoncent dans un réseau de canalicules. Le réseau réticulaire sert au transport des éléments de l'activité biologique des ostéocytes, nécessaire à la vie de l'os. (La nécrose osseuse est signée par la disparition des ostéocytes). Les ostéocytes peuvent participer à la résorption osseuse, mais aussi à l'ostéogénèse (125).

3.2.1.2. La substance intercellulaire organique

Avec les ostéocytes, elle représente environ 35 % du poids de l'os sec débarrassé de sa moelle. Elle comprend 2 composants :

- fibres collagènes,
- substance fondamentale amorphe.

Les fibres collagènes

De même morphologie dans le tissu osseux que dans les autres tissus conjonctifs formés de collagène.

- Le collagène est une protéine fibreuse à grande complexité structurale et à grande importance métabolique (CHAVRIER - 26).

La protéine la plus importante de toutes les protéines de l'organisme avec 25 % en valeur protéique et 6 % du poids du corps.

Sa composition biochimique est de 1/3 glyco-colle, 21 % de proline et d'hydroxypoline, 11 % d'alanine, 1/3 de tous les autres acides aminés sauf tryptophane.

Aspect histologique : Le collagène se présente sous forme de fibres de 40 μ à 60 μ d'épaisseur dissociables en fibrilles de 2 à 5 μ elles-mêmes dissociables en micro-fibrilles de 100 Å scindables en protofibrilles de 14 Å. Les fibres natives du collagène possèdent une striation de périodicité 640 Å (-2800 Å dans le collagène dénaturé gélatineux). La permanence de ces dimensions montre la longueur de l'unité élémentaire ou molécule de tropocollagène avec un décalage d'une molécule sur celle immédiatement parallèle (Structure de PETRUSKA et HODGE). COX en a donné un schéma plus plausible car introduisant plus d'irrégularités. Les zones de liaison assurent la cohésion entre les molécules. Depuis les travaux de PAULING nous connaissons la disposition spatiale en torsade hélicoïdale à 3 brins formées de 3 chaînes polypeptidiques.

Dans le tissu osseux les fibres collagènes sont orientées dans le sens des lignes de forces et sont rendues très résistantes par le gel protéique de la substance fondamentale amorphe qui les entoure.

Le collagène a des propriétés électriques qui interviendront dans la cristallisation des sels minéraux.

La substance fondamentale amorphe

Elle est invisible au microscope et explorée par des moyens biochimiques. Trois grands types de composés biochimiques :

- très petites molécules : eau
- petites molécules : électrolytes
- macromolécules : polysaccharides et protéines.
 - mucopolysaccharides : Corps hautement polymérisés dérivés des sucres, à caractère fortement acide. Confèrent à la substance fondamentale toute une série de propriétés dont une forte viscosité.
On y trouve :
 - 1) acide hyaluronique
 - 2) chondroïtines et dérivés sulfatés A et C
 - 3) dermatanes sulfatés et kératosulfatés.
 - protéines : d'origine plasmatique
d'origine locale : spécifiques de la substance fondamentale :
 2 groupes
 - * glycoprotéines
 - * complexes mucopolysaccharides
 - collagène soluble.

3.3. ETUDE DE LA MINERALISATION

3.3.1. La substance minérale

Elle représente environ 65 % du poids de l'os sec. L'analyse chimique montre qu'elle est formée de calcium et de phosphore (DICOSTANZO) (36).

L'organisme contient environ :

- 1100 grammes de Ca^{++} dont 99 % sont fixés sur les os, les dents et les cartilages,
- 700 grammes de phosphore dont 85 % sont fixés avec le Ca^{++} sur les os et les dents.

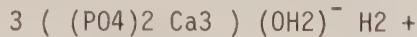
L'union de ces métabolites est réalisée soit sous forme de phosphate tricalcique pour 90 % environ, soit sous forme de carbonate de Ca^{++} pour les 10 % restants.

3.3.1.1. Biochimie de la substance minérale

- Le phosphate tricalcique

$(\text{PO}_4)_2 \text{Ca}_3$ = prédomine dans le tissu osseux sous forme de cristal d'hydroxyapatite c'est-à-dire sous forme de phosphate tricalcique avec 2 molécules d'eau

de cristallisation qui répond à la formule :



- Les autres complexes métaboliques

- * carbonate de calcium : $(CO_3)_2 Ca^{++}$
- * phosphate disodique : $PO_4 H Na^2$
- * phosphate trimagnésien : $(PO_4)_2 Mg^3$
- * carbonate de Mg : $(CO_3 Mg)$
- * sels organiques - citrate de calcium (90% de l'acide citrique) lactate de calcium, protéinate de Ca^{++}

3.3.1.2. Structure cristallographique

L'unité histologique est le cristal d'hydroxyapatite qui est visible en ultramicroscopie. La diffraction aux rayons X (1927 - GROSS) a permis d'en connaître la structure :

- grand axe 400 à 500 Å
- petit axe 250 Å
- épaisseur 15 à 50 Å

Le cristal est constitué de mailles élémentaires empilées en marche d'escalier (Travaux de ROBINSON) dont la taille est de 6,8 à 9,3 Å .

Le cristal élémentaire contient 10 atomes de Ca^{++} :

- 4 forment 2 colonnes au sein du prisme en liaison avec les O^2 des groupements phosphates voisins,
- 6 sont liés aux O^2 des groupements phosphates et aux groupements hydroxyyles se tiennent sur une hélice passant par les coins du prisme élémentaire d'où la structure cristallisée de type hexagonal.

- Propriétés remarquables du système apatite

La possibilité de fréquente substitution ionique n'altère pas la structure cristalline car la substitution isomorphe est liée à l'existence de la couronne hydratante ionisée qui crée une atmosphère ionique autour du cristal. On définit toute une série de compartiments qui sont en équilibre les uns avec les autres :

- au sein du cristal par les atomes plus ou moins libres à la surface attirant d'autres atomes,
- au niveau de la couronne elle-même, avec des échanges entre les ions de la couche d'eau liée et les ions du liquide interstitiel.

Exemples de substitutions isomorphes au niveau des systèmes apatites :

- fluorapatites : dont l'intérêt est grand au niveau de l'émail dentaire et qui participent au contrôle homéostasique des fluorures circulants
- hydroxyapatites
- chloroapatites
- carbonatoapatites
- oxyapatites.

- Agencement des cristaux

Dans le tissu osseux, les cristaux d'hydroxyapatites sont orientés selon leur grand axe parallèlement à celui des chaînes polypeptidiques du collagène. Les fibres collagènes sont orientées dans le sens des lignes de forces et rendues très résistantes par les mucopolysaccharides de la substance fondamentale. Ainsi la trame protéique remarquablement solide se trouve renforcée par l'intrication des cristaux osseux qui renforce tout l'édifice. On connaît mal par contre les connexions existant entre fibres et cristaux mais il est certain que la minéralisation ne peut se produire qu'en présence du collagène dont nous avons évoqué déjà les propriétés électriques.

3.3.1.3. Rappel du rôle métabolique du calcium et du phosphore ne participant pas à la minéralisation des tissus calcifiés.

- Calcium dans le sang : constante biologique $160 \text{ mg} \pm 10$ par litre.

Deux formes :

- 1) diffusible ultrafiltrable sous forme de Ca^{++} ionisé : forme dynamique échangeable du calcium
- 2) non dialysable unie à la sérumalbumine (1 mg pour 1 g) : constitue la réserve d'urgence qui permet de réguler la calcémie.

- Ca^{++} dans les liquides interstitiels : 60 mg./litre

- Ca^{++} dans les muscles, tissus sous cutanés, viscères et reins : 10 g.

Le PO a un rôle biologique de premier plan et agit au niveau des potentiels de membrane en s'interposant entre K^+ intracellulaires et Na^{++} extracellulaire. Il joue un rôle actif dans la contraction musculaire (phosphorylases). Il est nécessaire au niveau mitochondrial. Il sert d'effecteur d'enzymes protéolitiques, trypsine et thromboplastine.

3.3.1.4. Les ostéoblastes et la formation du tissu osseux

Sur le plan histophysiologique les ostéoblastes se disposent en bordure des travées osseuses en voie d'édification. Puis ils sont enfermés dans le tissu osseux par eux élaboré et deviennent des ostéocytes. L'ostéoblaste fonctionnel mesure de 25 à 70 μ . Son noyau est gros et polaire entouré d'un halo clair. Le cytoplasme est très basophile.

En ultramicroscopie on peut voir que l'ostéoblaste possède un réticulum endoplasmique très développé, caractéristique des cellules protéosécrétoires. L'ostéoblaste réalise la synthèse des formations fibrillaires par la sécrétion de tropocollagène. Son action sécrétoire se complète par la sécrétion de mucopolysaccharides de la substance fondamentale et la phosphatase alcaline qui passe dans la substance préosseuse avant minéralisation.

Sur les coupes décalcifiées et traitées par l'hématoxyline éosine, les ostéoblastes sont séparés du tissu osseux par un liseré de substance préosseuse de 10 à 12 μ d'épaisseur environ, jamais plus car la substance préosseuse se minéralise très rapidement.

Au microscope électronique on peut voir deux couches de la substance préosseuse, une au contact des ostéoblastes, non minéralisée dans laquelle se forment les fibres collagènes, l'autre plus profonde au front de calcification où se déposent les cristaux d'hydroxyapatite.

La microradiographie a permis de voir que les 3/4 de la substance préosseuse se minéralisent rapidement, ensuite la minéralisation ne se complète que lentement.

En autoradiographie on vérifie que l'affinité de la partie non minéralisée est très grande pour fixer calcium et phosphore radioactif bien plus que ce n'est le cas pour le tissu complètement minéralisé.

3.3.1.5. Etude biochimique de la minéralisation (36) (41)

Rôle des formations cellulaires dans la minéralisation

Les ostéoblastes ont un rôle biologique triple :

a) Synthèse des formations fibrillaires

(cf § précédent). Les acides aminés utilisés au niveau des cellules se retrouvent dans les formations fibrillaires du collagène (tropocollagène).

b) Les formations cellulaires interviennent dans les biosynthèses des mucopolysaccharides et des protéines diverses.

Dans les structures calcifiées les M.P.S. sont de type chondroïtine sulfate A.

c) En troisième lieu, les cellules ostéoblastiques produisent de l'énergie sous forme d'A T P

Cette production énergétique nécessaire à la minéralisation est directement liée à la présence de phosphore intracellulaire qui joue lui-même un triple rôle :

- de structure (liaison internucléotique des acides nucléiques)
- d'énergie selon la réaction schématique :

$$A D P + P = A T P$$
- de synthèse enzymatique en participant à la structure de nombreux coenzymes.

3.3.1.6. La nucléation

C'est l'étape initiale de la minéralisation.

A. Rôle de la trame organique : celle-ci contient les éléments de la substance fondamentale :

M P S + complexe M P S + protéines.

En présence d'acide chondroïtine sulfurique, on peut obtenir des précipités calcaïques alors qu'en l'absence de ces constituants on n'a jamais de minéralisation.

Les formations fibrillaires jouent un rôle essentiel et la nucléation ne peut se produire qu'avec du collagène natif (dont la périodicité est de $640 \text{ \AA}$). Bien que le mécanisme de la minéralisation ne soit encore que mal connu malgré les travaux de ROBINSON, HOLLAND, KRAMER, CARTER, GLIMCHER, il semble que la calcification débute par la formation de liaisons entre ions phosphates ($PO_4^{=}$) et des groupements aminés des molécules de lysine ou d'hydroxylysine des fibres collagènes. Ces ions $PO_4^{=}$ ainsi fixés lieraient ensuite des ions Ca^{++} pour former le noyau phosphocalcique nécessaire à la minéralisation du collagène (GLIMCHER).

B. Rôle de la concentration en phosphates et calcium

Les phénomènes de cristallisation comme de dissolution du phosphate de calcium dans l'eau sont gouvernés par la loi de constante du produit de solubilité ionique : $PO_4 \times Ca = K$. Si l'on ajoute à la solution des ions PO_4 ou des ions Ca de telle sorte que $PO_4 \times Ca$ devienne supérieur à la constante, une cristallisation

se produit qui ramène le produit de solubilité à la constante. Inversement si $P04 \times Ca$ devient inférieur à K les cristaux de phosphate de Ca se dissolvent libérant dans la solution des ions $P04$ et Ca jusqu'à ce que K soit atteinte.

Ces processus physico-chimiques de la loi de constante ne permettent pas d'expliquer seuls l'apparition des cristaux d'apatites mais créent seulement les conditions biologiques permettant l'augmentation de volume des cristaux préexistants. Il faut donc admettre qu'à un moment donné, dans un endroit donné une surconcentration suffisante va apparaître dépassant la valeur de la constante de solubilité du $P04\ HCa\ 2H\ 2O$ ($K/s = 0,25$ millimole/l).

Il y aura précipitation sous forme de $P04\ H\ Ca\ 2\ H2O$ qui s'hydrolyse spontanément en hydroxyapatite. Ce phénomène serait donc la vraie nucléation.

C. En résumé , il est certain que le phénomène ne peut être disséqué totalement dans ses mécanismes car il doit être le résultat d'interaction mettant en jeu, les propriétés propres

- des M.P.S. (propriétés calcaffines)
- de l'A.T.P. qui fournit des ions phosphatés qui se fixent à la matrice protéique
- du collagène avec la périodicité de $640\ \overset{\circ}{A}$ indispensable à la précipitation
- des mécanismes de constante pour l'augmentation et la diminution de la taille des cristaux.

D. La régulation du mécanisme de nucléation met en jeu divers facteurs :

a) Facteurs locaux

- Energie : la présence d'A.T.P. signe un métabolisme intense dans les zones en voie d'ossification lié au cycle de Krebs.
- Concentration en Ca : elle doit être saturante.
- Concentration en Phosphore : la concentration sursaturante nécessaire à l'apparition de la minéralisation serait le fait :
 - * des phosphatases alcalines dissociant les complexes labiles des esters phosphoriques,
 - * des phosphorylases qui fourniraient des composés phosphorylés à partir de la dégradation des glucides et du glycogène.

b) Facteurs associés

- Le Ph favorise s'il est voisin de 7,45 l'ionisation des groupements carboxyles.

- L'hydratation qui par ses variations inhibe ou permet ces échanges.
- Substance empêchante du type glycoprotéines et phosphates organiques qui agissent comme des freins possibles et procèdent donc à la régulation intime de la minéralisation.

3.3.1.7. Les ostéoclastes et la résorption osseuse

Les ostéoclastes sont des cellules le plus souvent polynucléaires à ectoplasme éosinophile (type cellule vieillie). Sur le plan histologique ils creusent les lacunes de HOWSHIP à la surface du tissu osseux. Leur face au contact de l'os montre une bordure en brosse qui apparaît en ultramicroscopie comme un plissement très intense de la membrane cellulaire. Dans les replis on peut distinguer les cristaux en voie de destruction.

La résorption porte à la fois sur la matrice organique protéique et sur la matrice minérale du tissu osseux.

Le phosphore et le calcium libérés retournent aux liquides interstitiels.

Le mécanisme de résorption est mal connu lui aussi. Il semble qu'il faille associer :

- des altérations histochimiques de la substance fondamentale du tissu osseux,
- à des liaisons du calcium osseux avec les acides organiques sécrétés par les ostéoclastes, acide citrique, lactique,
- à la diminution locale du PH,
- à la libération locale d'une collagénase et d'enzymes protéolytiques.

3.3.1.8. On connaît de plus une résorption ostéocytaire au niveau des plastes (Expérimentation faite dans l'étude expérimentale des paradontolyses chez le rat - KEREBEL).

3.4. PHYSIOLOGIE DU TISSU OSSEUX : LE REMANIEMENT FACTEURS INFLUANT SUR LE METABOLISME OSSEUX.

La physiologie osseuse se traduit pendant la vie d'un individu par la croissance, la maturation du squelette et par un remaniement constant (TURN OVER) destiné à permettre à l'os de se présenter toujours dans les meilleures conditions fonctionnelles (RYCKEWAERT, (133)).

De nombreux facteurs vont influencer ces diverses étapes physiologiques. Dans notre spécialité, il est nécessaire d'en être informé pour pouvoir donner à nos patients, les conseils qui permettront à notre prothèse de rendre le meilleur service avec une efficacité suffisante et temporellement valable eu égard au vieillissement des matériaux et à l'évolution sénile.

Parmi ces influences il en est sur lesquelles nous n'aurons aucune action, ce sont celles liées plus directement à des facteurs biologiques proprement dits à savoir, influences :

- génétiques,
- de l'âge,
- des sécrétions endocrines,
- des conditions vasculaires et circulatoires.

Parmi celles sur lesquelles nous pourrions peut-être agir, nous pouvons citer les influences liées :

- à la diététique par l'action des vitamines, du métabolisme phosphocalcique, du régime en hydrate de carbone,
- à l'action médicamenteuse,
- à l'activité mécanique.

3.4.1. Influence génétique

L'activité des cellules osseuses, ostéoblastes et ostéoclastes est sous le contrôle des gènes ainsi que le confirme la pathologie de certaines affections. Parmi les affections géniques, pour ne citer que les plus importantes, nous trouvons successivement :

- des ostéopathies génotypiques dans lesquelles le trouble essentiel porte sur le développement, le remaniement ou la minéralisation du tissu osseux, type maladie d'ALBERS SCHONBERG et ostéogénèse imparfaite
- des chondrodysplasies génotypiques où l'altération porte principalement sur le cartilage formant la maquette osseuse : maladie du type achondroplasie, mucopolysaccharidoses, dysplasie polyépiphysaire, maladie exostosante
- la maladie de MARFAN ou maladie héréditaire du conjonctif avec altérations vasculaires associées
- des maladies malformatives des os, génétiquement déterminées où le trouble est localisé à la formation de certains os ; exemples, trois parmi les plus connues :

- * maladie de CROUZON : dysostose cranio-faciale
- * maladie de PIERRE MARIE et SAINTON : dysostose cléido-cranienne
- * manifestations osseuses de la maladie de RECHLING HAUSEN ou neurofibromatose.

3.4.2. Influence de l'âge

Au cours de la vie, l'âge jouera son rôle dans l'équilibre ostéoformation ostéorésorption (107).

C'est ainsi que le rapport formation sur résorption sera :

- supérieur à 1 jusqu'à 20 ans environ. (Ce qui correspond à la période de croissance et de maturation)
- égal à 1 de 20 à 35 ans environ.
- inférieur à 1 passé cet âge, de telle sorte que la masse osseuse du squelette diminue après cet âge.

Dans les années qui suivent la ménopause, la femme qui était jusqu'alors protégée par son système hormonal, subit plus que l'homme cette diminution de la masse osseuse. Une ostéoporose post-ménopausique pourra se manifester radiologiquement après 55 ans, avec une répercussion au niveau buccal, ce qui complique la restauration prothétique du fait d'une réduction des crêtes résiduelles (R.C.R.) accélérée. Les patients ayant présenté au cours de leur vie de sujets dentés des parodontopathies à évolution sévère et rapide présentent une résorption accélérée au stade édenté (134) (12).

3.4.3. Influence des sécrétions endocrines

L'action des sécrétions hormonales pourra se manifester

- par action directe,
- par action indirecte : en favorisant l'absorption du calcium au niveau intestinal,
en jouant sur l'élimination rénale du calcium et du phosphore,
en accélérant ou en freinant les mécanismes de réabsorption tubaire.

3.4.3.1. Hormone parathyroïdienne

C'est une hormone polypeptidique qui présente une action ostéoclasique.

Elle :

- favorise la résorption périostéocytaire en augmentant l'absorption calcique intestinale,
- s'oppose à l'activité ostéoblastique in vitro,

- augmente l'élimination urinaire du phosphore et freine sa réabsorption tubaire.

L'hyperparathyroïdie entraîne un hyper-remaniement osseux avec un déficit du bilan osseux car l'hyper-résorption est plus active que l'hyperformation. La parathormone permet une augmentation du taux sérique du calcium circulant avec un contrôle en rétroaction ou FEED BACK (RYCKEWAERT)(133).

3.2.3.2. Hormone thyroïdienne hypocalcémiante ou calcitonine

Sécrétée par les cellules parafolliculaires du corps thyroïde, elle joue un rôle inverse à celui de l'hormone parathyroïdienne. Elle va amener une diminution du taux sérique de calcium circulant en favorisant la fixation du calcium par l'os. Elle inhibe la résorption osseuse par réduction du nombre des ostéoclastes. L'inter-relation entre ces hormones parathyroïdienne et thyrocalcitonine est importante.

La calcitonine possède également une action hyperphosphaturiante qui provient en partie d'une réaction parathyroïdienne consécutive à l'hypocalcémie mais aussi d'une action sur la réabsorption tubulaire du phosphore dont la preuve est qu'elle existe chez l'animal parathyroïdectomisé.

De nombreux troubles osseux sont le résultat d'un déséquilibre entre ces deux hormones, troubles qui prévalent de façon constante dans le sens du déficit osseux car on sait par ailleurs que l'hormone thyroïdienne proprement dite pourrait avoir une action favorisante au niveau de la résorption en augmentant la sensibilité des cellules ostéorésorbantes à l'hormone parathyroïdienne (67).

3.4.3.3. Hormone de croissance somatotrope

Sécrétée par l'hypophyse elle stimule dans le même temps l'ostéoformation et l'ostéorésorption mais dans le sens d'une augmentation de la masse osseuse.

L'action est surtout efficace et vérifiable au niveau de l'activité des ostéoblastes souspériostés qui permettent l'accroissement des os en volume (67).

3.4.3.4. Hormones sexuelles

Les oestrogènes diminuent la calcémie des malades atteints d'ostéoporose, qui sont d'ailleurs le plus souvent des femmes ayant franchi le cap de la ménopause.

Pendant longtemps les oestrogènes avaient, croyait-on, une action ostéoblastique.

En fait depuis les études en autoradiographie après injection de Ca 47, il semble que les oestrogènes freinent la résorption plutôt qu'ils n'agissent sur l'ostéoformation.

Les hormones androgènes auraient le même effet que les oestrogènes. L'ostéoporose chez l'homme est plus rare du fait de la diminution plus progressive et lente de l'activité des glandes sexuelles.

3.4.3.5. Cortisone

Elle diminue l'ostéoformation car elle a une action inhibitrice sur la synthèse du collagène. Elle augmente la résorption osseuse. Elle freine l'absorption intestinale du calcium et augmente la calcémie. L'administration de corticostéroïdes à dose importante augmente les effets naturels de la cortisone : on s'est rendu compte que les dénivellations de la calcémie relèvent surtout d'anomalies de la balance du calcium. Les corticostéroïdes à doses élevées dépriment et parfois négativent la balance calcique par leurs actions intestinales et rénales. Il a été établi in vitro que la vitamine D et le cortisol agissent de façon inverse sur l'absorption intestinale du calcium. Les corticoïdes diminuent l'absorption intestinale du calcium et négativent sa balance. Pour expliquer ce fait, on retient actuellement l'hypothèse selon laquelle la cortisone intervient dans le métabolisme de la vitamine D.

Une balance chroniquement déficitaire en calcium conduit à un arrêt de la croissance staturale et à une ostéopénie avec réaction ostéoclastique. Ces troubles sont réparés par l'administration de calcium. Toutefois, l'action des corticoïdes est plus subtile et porte sur la formation et la résorption de l'os. L'ostéopénie a été attribuée surtout à l'inhibition de la prolifération des cellules ostéoprécurseurs.

3.4.4. Influences vitaminiques

Les vitamines possèdent, grâce à leur action au niveau des métabolismes cellulaires (transport d'énergie, coenzymes, enzymes) des propriétés influençant la physiologie osseuse.

3.4.4.1. Vitamine C

Nécessaire à la formation des fibres collagènes. Dans l'avitaminose C, la substance préosseuse verra sa formation entravée et une ostéoporose par manque de trame à calcifier s'installera. Dans les cas sévères, le scorbut avec ses manifestations buccodentaires permet à des facteurs infectieux surajoutés d'aggraver

l'atteinte parodontale et ainsi les procès alvéolaires se résorbent rapidement.

3.4.4.2. Vitamine D

Son rôle est très important (DELUCA) (33). Sa présence est indispensable pour que le calcium puisse franchir la barrière intestinale. Une hypovitaminose D modifie la quantité de calcium circulant dans le sang avec comme corollaire une hypophosphatémie qui induit rachitisme et ostéomalacie parfois associée à une ostéoporose.

Il semble que dans les pays occidentaux et en France en particulier, l'apport en vitamine D alimentaire soit suffisant et l'ostéomalacie est rare. D'autres facteurs médicaux tel que gastrectomie ou intolérance au gluten, ou manque d'apport solaire peuvent induire une ostéomalacie.

En effet si c'est bien l'alimentation qui apporte la partie la plus importante de vitamine D₂, il ne faut pas méconnaître l'action de la lumière solaire qui transforme dans la peau, le 7 déhydrocholestérol en vitamine D₃. Le régime alimentaire doit comprendre à tout âge, du lait, des fromages, des jaunes d'oeufs et des huiles de foie de poissons ...

3.4.5. Influences circulatoires

Les travaux de LERICHE et POLICARD ont montré que l'hyperhémie et l'accélération des échanges étaient susceptibles d'induire une déminéralisation osseuse tandis que la stase au contraire pourrait provoquer une hyperactivité osseuse. Exemple de la pathologie générale : ostéoporose algique post-traumatique.

Probablement les modifications vasculaires locales permettraient des variations de la réceptivité aux influences hormonales (LICHTWITZ - PARLIER). Mais les mécanismes biochimiques très élaborés qui entraînent cette action résorbante sont plus complexes que LERICHE ne le formulait.

3.4.6. Influences minérales

3.4.6.1. Le calcium

La minéralisation osseuse est entravée par l'avitaminose D. Histologiquement il y a apparition de tissu ostéoïde qui ne peut se minéraliser. Ces lésions osseuses appelées bordures ostéoïdes sont présentes dans le rachitisme et l'ostéomalacie.

La carence en calcium alimentaire, sans carence en vitamine D, entraîne une ostéoporose parallèlement à une hypertrophie parathyroïdienne qui cherche à compenser l'hypocalcémie.

L'ostéoporose de cette étiopathogénie semble due à l'hyper-résorption osseuse induite par l'hyperparathyroïde secondaire (41).

En résumé, il semble donc que l'association calcium vitamine D soit un des facteurs très important de l'équilibre osseux.

Pour SORENSEN il existe une corrélation entre la résorption sévère des maxillaires et la combinaison apport faible en calcium et rapport phospho-calcique diététique bas. A l'inverse la résorption sera minime si l'apport calcium est élevé et si on cherche un fort rapport phospho-calcique dans la ration alimentaire.

Pour JOWSEY une carence calcique, un mauvais rapport phospho-calcique et une déficience en vitamine D, sont des facteurs significatifs dans la perte osseuse du squelette en général. Par contre, un complément alimentaire en calcium peut retarder l'évolution de troubles ostéoporotiques (BARONE) (37) (HOBKIRK) (54).

WICAL et BRUSSEE ont expérimenté en double aveugle le bien fondé de ces traitements diététiques. Il ressort de cette étude qu'un supplément diététique en calcium (à raison de 750 mg à 1000 mg/jour et en vitamine D 375 à 400 IU, administré en régime continu post-extractionnel permet d'affirmer un gain de 35% sur la résorption chez les sujets ayant reçu ce traitement pendant un an par rapport aux édentés ayant reçu un placebo durant la même période (153).

3.4.6.2. Le phosphore

La ration quotidienne de l'ordre de 1 g - 1,5 g est toujours acquise car cet élément est très abondant et qu'une carence d'apport ne peut être observée.

Dans des cultures d'os in vitro, on a pu constater une action inhibitrice directe sur la résorption expérimentale par adjonction de phosphates.

De même dans les ostéoporose aiguës d'immobilisation et dans les hyperparathyroïdies, l'administration de phosphate entraîne une diminution de l'hydroxyprolinurie et un freinage de la résorption osseuse.

L'hydroxyproline est libérée par la dégradation du collagène et l'hydroxyprolinurie reflète le taux de renouvellement du collagène et donne des indications sur le métabolisme osseux (115).

3.4.7. Influences diverses

La présence de phosphatase alcaline est indispensable à la minéralisation des cartilages et du tissu osseux.

A l'hypophosphatasie correspond une hypocalcification cartilagineuse et osseuse qui en est la lésion clinique principale.

Chez les azotémiques, on impute à la présence de facteurs sériques, les défauts de minéralisation du tissu osseux et des cartilages de conjugaison.

L'héparine en cure prolongée et à forte dose entraîne une ostéoporose liée au fait que l'héparine augmente la réponse des ostéoclastes à la parathormone et facilite la libération d'enzymes lysosomiques protéolytiques.

L'administration de phénobarbital dans des traitements au long cours est responsable de rachitisme. Cette molécule agirait sur la durée de vie de la vitamine D dans des proportions très importantes et créerait donc des troubles comparables à ceux liés à l'avitaminose D.

3.4.8. Influences mécaniques

Le maintien du tissu osseux n'est possible que si l'activité mécanique vient le solliciter. Son renforcement sera acquis en cas de suractivité mécanique dans la mesure où les forces sont appliquées selon la disposition architectonique de la structure osseuse.

C'est donc l'activité musculaire qui, par une alternative de tension et de relâchement et une pratique régulière, amène le squelette à son meilleur état dynamique. Les stimulations dynamiques non parallèles aux lignes de force de la trabéculatation amèneront une résorption osseuse. En pathologie générale c'est le cas des tumeurs osseuses ou de voisinage qui induisent une résorption par excès de pression. En orthopédie dentofaciale c'est le cas des alvéoles dentaires qui sont modifiées par les pressions nécessaires au déplacement des dents, pressions actives avec quelques grammes seulement.

L'inactivité mécanique d'un os conduit à l'atrophie du tissu osseux. C'est l'ostéoporose d'inactivité ou d'immobilisation. La vie en état d'apesanteur dans les milieux artificiels des voyages spatiaux par la diminution de la relation dynamique de l'homme à son environnement entraîne les mêmes phénomènes et la nécessité

pour y remédier d'une activité physique surabondante.

3.4.9. Influences mécaniques spécifiques aux maxillaires

Contrairement à tous les os du squelette, les maxillaires auront une activité mécanique particulière liée à la présence d'organes effecteurs, les dents.

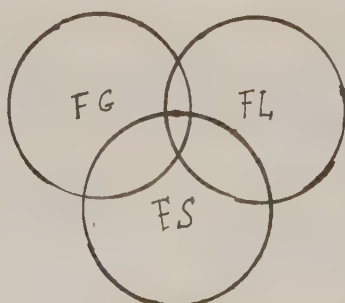
La musculature masticatrice très puissante va permettre le jeu de l'appareil manducateur et la transmission de la charge occlusale va stimuler l'os alvéolaire.

Ce sont les lamina dura qui servent d'intermédiaire entre l'os compact et l'os spongieux. Chez le sujet denté, la transmission de la pression, à l'os sous-jacent, est le fait du desmodonte et des fibres de Sharpey. La contrainte de pression dans l'alvéole sera ostéogénique pourvu qu'aucun facteur, tendant à dévier l'axe d'application de la force, ne vienne en contrarier la direction première (24) (25). On sait combien les parafunctions, par leur surcharge dynamique, les traumatismes occlusaux, avec les contacts balançants en denture naturelle viennent compromettre en plus de la carie, la santé précaire dans son équilibre, du système stomatognathique.

L'action iatrogène de trop de traitements mal conçus, sinon mal réalisés, l'absence chez beaucoup de patients du désir de conserver une denture saine et efficace, une pathologie insidieuse mais irréversible, pourront conduire à l'édentation totale objet de notre étude.

A partir de ce terme nous nous trouvons confrontés à des problèmes majeurs en prothèse totale où la conjonction de facteurs généraux du type de ceux exposés plus haut, de facteurs locaux et de facteurs spéciaux vont amener à la résorption des crêtes résiduelles (R.C.R.).

C'est le schéma classique d'ATWOOD associant facteurs anatomiques, biologiques et mécaniques, repris par d'autres auteurs en facteurs généraux locaux et spéciaux (ATWOOD - LEJOYEUX - OGOLNIK) (6) (87).



3.5. PATHOLOGIE DES BASES OSSEUSES

LA REDUCTION DES CRETES RESIDUELLES que nous noterons R.C.R. par la suite.

3.5.1. Aspect clinique et radiographique

Cette affection se manifeste par une perte du volume osseux, aussi bien au maxillaire qu'à la mandibule dès que les dents ont été extraites.

Par superposition de tracés céphalométriques, on peut suivre le sens de l'involution des crêtes osseuses (6). Il est classique de dire qu'à la mandibule la résorption est centrifuge alors qu'elle est centripète au maxillaire ce qui amène un décalage des bases osseuses et complique ensuite montage et équilibration.

Bien que touchant tous les sujets édentés, la résorption aura des caractères de vitesse et de volume variable d'un sujet à l'autre et dans le temps chez le même sujet (TALGREN) (146). La R.C.R. est continue, ses méfaits se cumulent et un simple examen à un moment donné ne peut donner qu'un "état des lieux" et ne permet en aucune façon de présager de l'évolution future et de la vitesse de cette R.C.R.

ATWOOD (6) a classé les crêtes soumises à la R.C.R. en 6 types.

Le type I : précède immédiatement les extractions

Le type II : postextractionnel

Le type III : crête haute bien arrondie à sommet rectiligne. L'alvéole est comblée par un tissu osseux néoformé qui réunit les tables osseuses externe et interne.

Le type IV : crête en lame de couteau, haute et étroite. Le sommet est recouvert le plus souvent par une muqueuse fragile et très amincie.

Le type V : crête basse arrondie. Les procès alvéolaires ont disparu.

Le type VI : stade ultime de la résorption. Ce type est rencontré à la mandibule. La crête s'est déprimée en surface. Le fond de cette dépression est plus bas que les lignes obliques interne et externe. Les apophyses géni sont saillantes. A ce type est associé un fléchissement de la ligne de crête à concavité supérieure, parallèlement à une verticalisation de la papille rétromolaire. A la déglutition le plancher de la bouche par la contraction du mylohyoïdien et du génio-glosse remonte plus haut que le sommet de la crête.

Pour d'autres auteurs la classification à la mandibule peut être faite en 4 classes en rapport avec les difficultés prévisibles lors du traitement prothétique. Pour LANDA cité par AICHE (2) :

- La classe I : correspond aux édentations globalement favorables, hauteur de crêtes supérieure à 5 mm.
- La classe II : aux édentations partiellement favorables avec des crêtes de hauteur suffisante mais dont les qualités sont diminuées par la présence de formations hyperplasiques avec une désinsertion de la base sous-jacente.
- La classe III : est globalement défavorable avec absence de crêtes.
- La classe IV enfin où la crête a une valeur négative et un profil de crête inversé.

Le problème de la R.C.R. est un problème spécifique des maxillaires. En effet ce sont les seuls os où à la diminution de la masse osseuse s'associe un changement de volume.

Par opposition chez le sujet ostéoporotique, la forme des os atteints ne change pas, seule la densité minérale varie avec possibilité de fracture spontanée ensuite.

La R.C.R. se produisant après un acte chirurgical : l'alvusion des dents, à partir de quel stade peut-on estimer que la R.C.R. devient pathologique ?

Il semblerait au vu de la classification d'ATWOOD qu'on peut considérer comme physiologique la résorption intervenant depuis les extractions jusqu'à la crête de type III. Jusqu'à ce stade, l'alvéole s'est comblée avec l'os trabéculaire reliant les tables osseuses. Une fibromuqueuse adhérente s'est reformée. Les phases qui marquent cette transformation sont :

- d'une part, une phase d'ostéoclasie qui amène la disparition progressive en 38-40 jours de la lamina dura
- d'autre part, une phase anabolique avec la formation d'un bourgeon vasculaire intra-alvéolaire, colonisé par les fibroblastes
- la production de fibres collagènes qui s'orientent selon les lignes de force
- enfin la minéralisation progressive de ce tissu ostéoïde.

La durée de la cicatrisation complète serait assez variable selon les auteurs de 5 à 8 mois (LAM).

Sur le plan pratique, il est nécessaire de prévoir le passage de la denture naturelle à la prothèse totale. Afin de ne pas laisser le patient sans dents, on s'emploiera à réaliser des prothèses totales immédiates de transition, ce type de prothèse construit préalablement et inséré immédiatement après les extractions ne laissant pas le patient dans l'embarras. Etant très motivé, après la perte de ses dents, les résultats sont le plus souvent très favorables et l'adaptation aisée. Cette thérapeutique permet une mise en condition tissulaire et une réorganisation plus favorable des trabéculations osseuses au sein des alvéoles déshabitées (HOUSSET) (58) (LALLICH - BRUGIRARD) (74-7?).

La résorption pathologique va être le résultat d'une réorganisation osseuse qui va se faire par ostéogénèse et ostéolyse, le déséquilibre étant favorable à l'ostéolyse (TALLGREN) (146).

3.5.2. Anatomie pathologique

a) La restructuration osseuse se fait par l'involution des spongieuses (187). La manifestation de cette atrophie est la diminution du nombre des travées osseuses primaires et l'apparition de travées plus fortes orientées selon les lignes de forces, caractéristique propre de l'ostéoporose (108) (111). Le maxillaire supérieur sera moins touché par cette transformation que la mandibule en raison de l'orientation trabéculaire initiale :

- verticale au maxillaire
- horizontale à la mandibule.

De ce fait la transmission des pressions masticatrices stimulera mieux l'os spongieux maxillaire grâce à l'alternative de mouvements verticaux plus courants chez l'édenté total (JANKELSON) que l'os spongieux mandibulaire dont l'architecture s'est réalisée pour les mouvements de diduction.

On note l'apparition de corticales épaisses à la mandibule dans 80 % des cas d'édentation totale alors qu'elles sont très exceptionnelles au maxillaire.

En corollaire à la présence des corticales, défavorables sur le plan mécanique, s'installe toujours une ostéoporose localisée. L'ostéopénie s'aggrave et l'involution des spongieuses se poursuit jusqu'à atteindre le niveau des insertions

CALQUE D'ORTHOPANTOMOGRAMME

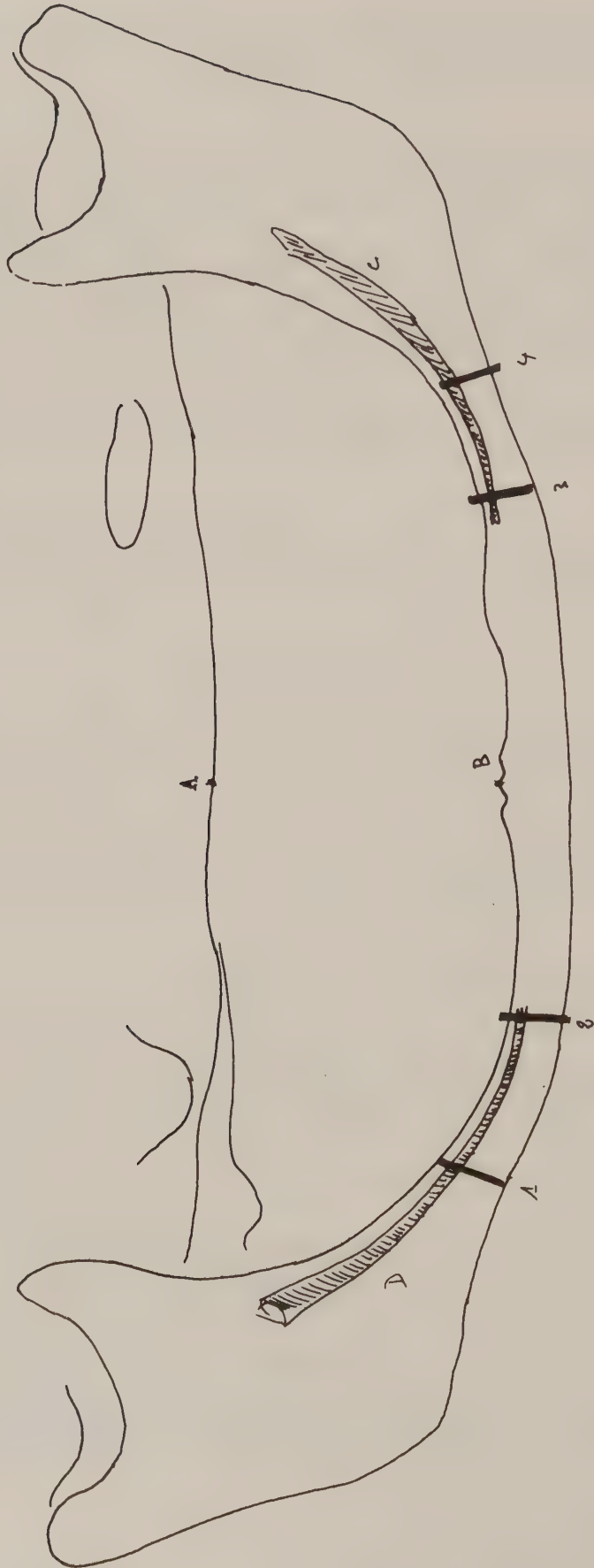
1-2-3-4 : témoins métalliques de 1 cm collés sur la peau avant le cliché

AB : distance représentant la hauteur du vide intermaxillaire

CD : projection du canal dentaire

La résorption est supérieure à 2/3 de la hauteur mandibulaire classe III de WICAL et SWOPE

Patiente : 60 ans
 Edentation : 20 ans
 Très grosses difficultés de réalisation en raison de la hauteur des prothèses



CALQUE D'ORTHOPANTOGRAMME

1-2-3-4 : témoins métalliques de 1 cm collés sur la peau avant le cliché

AB : distance intermaxillaire (DVR)

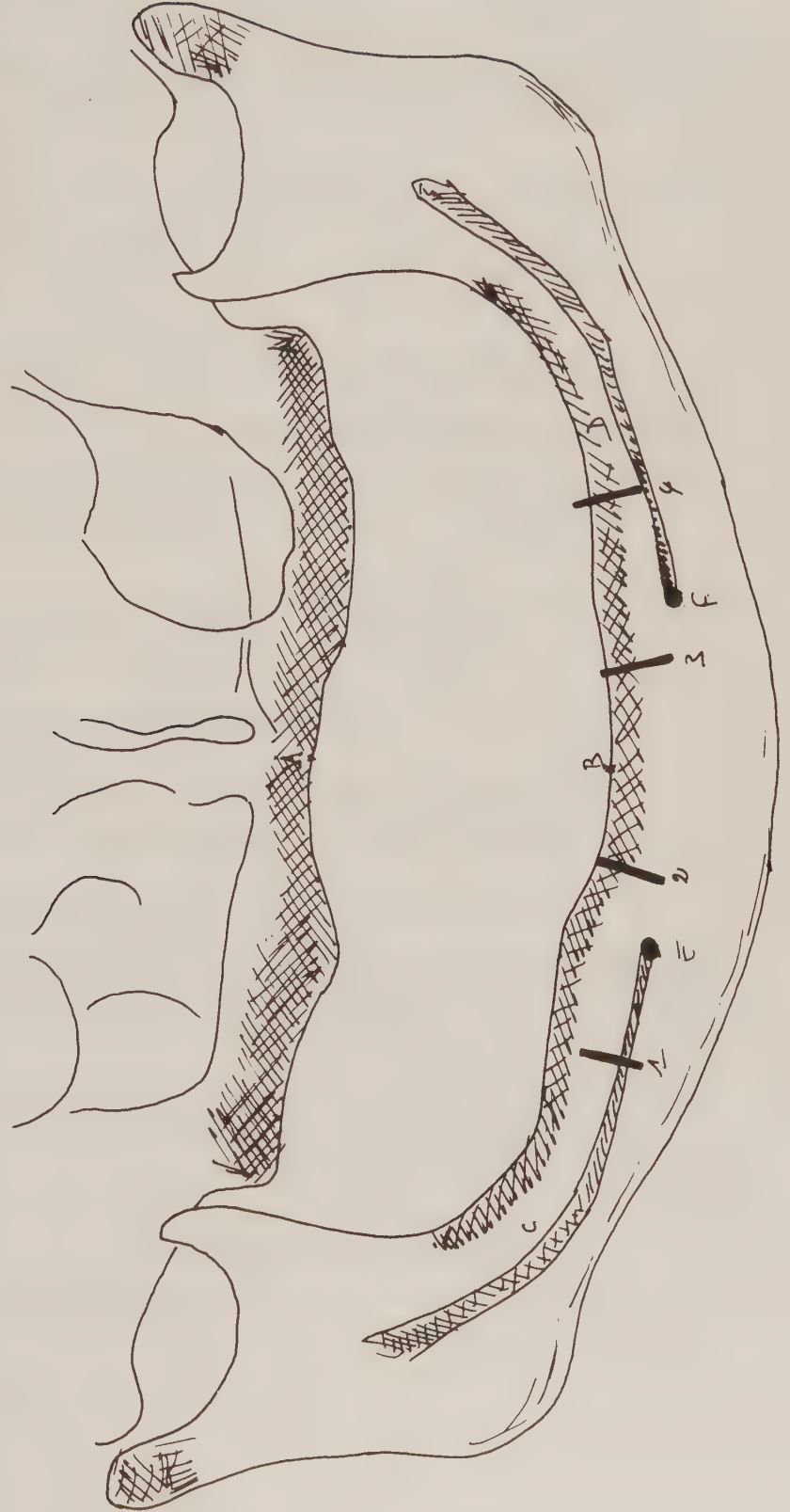
CD : projection du canal dentaire

EF : projection des trous mentonniers

Patiente : 55 ans

La résorption de la mandibule correspond à la classe I de WICAL et SWOPE

Au maxillaire épaisseur osseuse importante au niveau des sinus maxillaires et absence de résorption au niveau des tubérosités



musculaires tandis que les corticales se renforcent encore.

Enfin au stade ultime, il ne reste de la mandibule qu'une mince baguette d'os basal ; l'involution de la hauteur atteint les 2/3 environ. Les travaux de WICAL et SWOPE (154) qui permettent d'apprécier radiographiquement l'importance de la fonte osseuse en faisant le rapport : rebord basal / foramen mentonier sur rebord basal / sommet de la crête. Les auteurs définissent trois classes :

Classe I : perte de moins d'un tiers de la hauteur

Classe II : perte de 1 à 2 tiers de la hauteur

Classe III : perte de 2 tiers ou plus de la hauteur.

La résorption, peut-être faute de spongieuse à résorber, se ralentit. Un état d'équilibre semble atteint, les contractions musculaires maintenant une trabéculatation au niveau des insertions.

b) Variations morphologiques des maxillaires en fonction de la R.C.R.

La R.C.R. est :

- centripète au maxillaire,
- centrifuge à la mandibule avec des variations en raison de déformations liées à l'activité musculaire se développant avec la perte du tampon occlusal.

La surface des crêtes résiduelles s'élargie au fur et à mesure de l'aplatissement après avoir passé le cap de la classe IV d'ATWOOD.

L'hypertrophie des sinus maxillaires se manifeste et la tubérosité se modifie sous l'action de la pesanteur et de l'absence des pressions transmises normalement par les dents. L'ampoule d'EISENRING se développe. De plus le sommet apparent de la tubérosité se déplace mésialement. Ce point est très important dans la recherche de l'extension de la plaque base à ce niveau qui doit bien se faire jusqu'au sillon ptérygomaxillaire. La R.C.R. entraîne une modification topographique des zones d'appui (JAUDOIN) (62) .

3.5.3. Etiopathogénie de la R.C.R.

La conjonction de facteurs généraux, locaux et spéciaux va faire toute la gravité de la R.C.R.

3.5.3.1. Facteurs généraux

- Age : 60-70 ans et au-delà
- Troubles du métabolisme calcique avec une balance déficitaire en calcium d'où l'importance du conseil diététique
- Troubles liés à l'absorption trop importante d'hydrates de carbone avec comme corollaire une diminution des vitamines C et D et une faible teneur en protéines du régime alimentaire
- Diabète incontrôlé ou mal compensé
- Radiothérapie
- Troubles de la crase sanguine.

3.5.3.2. Facteurs locaux

Les conditions buccales vont compliquer le tableau de la R.C.R.

Chez les patients âgés, la muqueuse perd sa visco-élasticité et devient friable. L'activité mitotique des cellules diminue et l'épithélium s'affaiblit avec des troubles de la kératinisation.

Il y a une diminution du volume de la sécrétion salivaire et une altération du Ph.

Des troubles d'origine neurotrophique :

- traumatismes et microtraumatismes
- souffrance nerveuse
- altérations circulatoires locales
- perte de la stimulation fonctionnelle
- perte de la stimulation musculotendineuse,

vont induire une ostéoporose localisée qui mène à l'involution des spongieuses. Le processus engagé continuera de se dérouler chronique, progressif, irréversible et cumulatif.

3.5.3.3. Facteurs spéciaux

La notion de complexe ostéomuqueux reprend ici tous son sens, la qualité des tissus de revêtement a une grande responsabilité dans la R.C.R. Chez l'édenté total, la transmission des pressions masticatrices est l'élément fondamental qui permettra de minimiser la résorption.

L'ostéopénie ira croissant avec le degré d'altération des tissus mous.

Dans le meilleur des cas, la pression sera transmise intégralement par la fibromuqueuse, les cas existent où la R.C.R. est très faible ou nulle, avec un épithélium kératinisé ou parakératinisé qui évite l'infiltration inflammatoire de la lamina propria et lui permet d'adhérer au périoste.

Dans les cas moins favorables, la pression occlusale est transmise à travers la fibromuqueuse qui a perdu une partie de ses qualités. La couche cornée est altérée et amincie et dans l'épithélium on note la présence d'infiltration cellulaire et la diminution de la viscoélasticité tissulaire.

Dans les cas très défavorables, la pression occlusale est absorbée et totalement amortie par la fibromuqueuse. Les altérations tissulaires sont multiples : dyskératose, exocytose, exosérose, acantholyse, présence de vacuoles intra-épithéliales. L'ostéopénie est de rigueur et la R.C.R. devient pathologique. Les altérations vasculaires intervenant à ce stade font que les troubles muqueux vont retentir sur la fonte de l'os alvéolaire qui elle-même par la déminéralisation progressive augmentera le contexte vasculaire et entretiendra les troubles muqueux.

3.6. BIOCHIMIE DE LA R.C.R.

Pour essayer de comprendre ces transformations osseuses il faut revenir aux phénomènes biochimiques qui rendent compte de l'ostéogénèse et de l'ostéolyse.

De nombreux auteurs se sont intéressés à la piézoélectricité qui caractérise les systèmes cristallins.

"La piézoélectricité se définit comme l'électricité produite au cours de pressions ou de déformations exercées sur des cristaux.

Le phénomène physique est réversible, en excitant électriquement un cristal on obtient sa déformation".

Ces propriétés piézoélectriques permettraient d'expliquer la loi de WOLF sur le remaniement fonctionnel de l'os (1892).

"A chaque changement dans la fonction d'un os répond une réorganisation de son architecture trabéculaire et de sa morphologie, mathématiquement en accord avec les efforts qui lui sont demandés"

A l'augmentation de l'activité piézoélectrique serait liée l'ostéogénèse. A sa diminution correspondrait l'ostéolyse. On peut donc supposer que la transmission de la charge occlusale à l'os est indispensable pour freiner la R.C.R.

Pour d'autres auteurs, ce schéma serait une sur-simplification des problèmes de transduction d'une action mécanique en action biologique et il conviendrait de ne pas considérer la piézoélectricité comme la clef de tout le problème.

Certes elle pourrait être le "primum movens" donc agir directement ou indirectement sur les cellules osseuses en les stimulant ou en les inhibant par des variations de champ électrique, mais elle pourrait tout aussi bien être un épiphénomène apparu là au décours d'une réaction mécano-chimique actuellement inconnue.

On peut donc fonder les modifications osseuses :

- sur la piézoélectricité seule avec la déformation cristalline et du collagène, OGOLNIK et collab. (113 B)
C'est la théorie défendue par ZENGOA- PAWLUK - BASSET (1973)
- sur les variations de tensions en oxygène qui modifieraient l'activité cellulaire. Ces variations seraient liées à des modifications vasculaires. C'est ce qui ressort des travaux de GOLDHABER (1958), KHONW et GOLDHABER (1970), TRUETA (1963) et GIANELLY (1969). L'augmentation de la pression en oxygène activerait les ostéoclastes, la diminution activerait les ostéoblastes.
- sur les variations du calcium ionique, c'est une hypothèse mécano-chimique dans laquelle l'élément essentiel de l'orientation des cellules osseuses est le calcium ionique produit lors des déformations osseuses. Travaux de JUSTRIS et LUFT (1970).
- sur l'action des hormones parathyroïdienne et thyrocalcitonine qui auraient le même effet en provoquant des variations importantes du calcium intra et extra-cellulaire avec une forte activité mitochondriale (BOILE , 1971).
- sur les variations de la concentration en A.M.P. dont l'augmentation permettrait l'apparition et l'activité des ostéoclastes. Travaux de DAVIDOVITCH (1973).

En conclusion, on peut dire que les cellules osseuses ostéoblastes et ostéoclastes pourraient donc être sensibles à de nombreux messages qui modifient le micro-environnement cellulaire en entraînant la différenciation et la modulation des cellules dans une voie privilégiée (25).

Pour ce qui concerne la prothèse totale, on peut supposer qu'il existe par conséquent un double seuil biologique dans la fourchette duquel les pressions et les tensions seront ostéogéniques si elles arrivent à franchir intégralement la fibromuqueuse. On peut s'appuyer en cela sur les travaux des orthopédistes. Au-delà du point supérieur, la pression sera ostéo-résorbante. En-deçà du point inférieur, la pression sera soit insuffisante, soit amortie et la R.C.R. s'installera. C'est la thèse défendue en orthopédie par ENLOW (1968), MARKOSTAMOV - BARON (1973) (25).

Pour LEJOYEUX et OGOLNIK, le fait qu'il existe des édentés totaux dont les crêtes restent importantes, prouve par l'absurde que cette théorie peut être défendue. En prothèse totale, le plus important sera d'avoir une stimulation osseuse, ce qui sous-entend un intrados prothétique dérivé d'une empreinte anatomofonctionnelle ayant provoqué une mise en place des tissus mous, telle que ceux-ci soient aptes à conduire les pressions dans les meilleures conditions jusqu'à l'os (87).

Dans cette hypothèse le complexe ostéo-muqueux est bien une entité propre dans laquelle la couche externe muqueuse et déformable conduit par son adhérence à la base osseuse, les pressions jusqu'au squelette. La R.C.R. sera toujours d'autant plus forte que la muqueuse sera désinserrée.

Le principe d'antériorité plaide-t-il en faveur d'une désinsertion consécutive à la résorption osseuse, ou au contraire d'une résorption consécutive à la désinsertion. Il semble que cette hypothèse doive être retenue, car le traitement des muqueuses par les matériaux résineux à prise retardée serait dans le premier cas une simple vue de l'esprit alors qu'il rend de grands services en pratique courante et permet une amélioration de l'état de santé des tissus mous avec une diminution des phénomènes inflammatoires.

3.7. PATHOLOGIE GENERALE ET BASE OSSEUSE

Nous avons longuement défini plus avant les facteurs qui influent sur le métabolisme osseux et sur la minéralisation en exposant leur action tant normale que pathologique par excès ou par défaut.

Nous rappellerons donc qu'à l'instar des tissus mous la base osseuse peut être concernée par les maladies dégénératives, les maladies de carence, les hémopathies, les maladies du système endocrinien, les maladies du système nerveux central.

De nombreuses ostéopathies d'origine endocriniennes existent en rapport avec des dysfonctionnements parathyroïdien ou thyroïdien, avec des troubles du fonctionnement surrénalien, avec des troubles du fonctionnement des gonades. En prothèse totale les diverses ostéoporoses seront sous la dépendance des facteurs énoncés ci-dessus. L'ostéomalacie sera le plus souvent en rapport avec des maladies de carences et une hypovitaminose bien qu'il existe des formes vitamino-résistantes et idiopathiques. Toutes ces formes pathologiques justifient de traitements médicaux (HASS) (50).

Les néphropathies tubulaires entraînent très souvent des lésions osseuses en raison de la présence d'un diabète phospho-gluco-aminé ou d'une acidose tubulaire.

Les affections qui atteignent les tissus hématopoïétiques ainsi que les maladies hématologiques avec modifications de la moelle osseuse modifieront les qualités mécaniques de l'os subprothétique, car elles provoquent une modification de la trame osseuse et un élargissement des espaces médullaires.

La radiographie systématique devra permettre d'éliminer la présence d'une pathologie osseuse locale au niveau des maxillaires tels que kystes non éradiqués ou récidivants ou autres tumeurs bénignes des maxillaires. On aura parfois la surprise de voir évoluer très tardivement et après résorption alvéolaire des dents de sagesse primitivement en position ectopique.



Accident tardif d'évolution de la dent de sagesse inférieure après 15 ans de port prothétique.

DEUXIEME PARTIE

LA REALISATION PROTHETIQUE

- Introduction
- Chapitre I - La thérapeutique préprothétique facteur de restructuration et de conservation du complexe ostéomuqueux
- Chapitre II - Les empreintes
- Chapitre III - La relation intermaxillaire et le concept occlusal
- Chapitre IV - L'équilibration

INTRODUCTION

La restauration prothétique dont l'objectif est le rétablissement :

- de la manducation
- de la phonation
- de l'esthétique
- améliore la vie nutritionnelle et la vie de relation de l'édenté total
- cherche le maintien des tissus de soutien sollicités par l'activation prothétique
 - dans un état de santé optimale soit acquise, soit restaurée
 - dans un état de volume et de structure le plus stable possible
- évite à long terme toute action iatrogène.

Le praticien trouvera réponse à ces exigences dans l'arsenal prothétique. Ses connaissances et son sens clinique qui font un tout indissociable, alliés à la maîtrise de son art doivent lui permettre de retenir les solutions capables de résoudre au mieux les problèmes posés par chaque cas clinique.

Les impératifs majeurs de la prothèse totale seront respectés. Ceux-ci conditionnent nécessairement l'efficacité de la reconstitution prothétique.

- Impératifs de sustentation, rétention, adhésion, liés aux techniques d'empreinte.
- Impératifs de relation intermaxillaire liés aux choix du plan d'occlusion prothétique, au choix des dents et aux qualités du montage.
- Impératifs d'équilibration occluso-articulaire liés aux techniques d'équilibration.

En outre, l'approche prothétique peut être précédée d'un traitement pré-prothétique dont les indications se font plus impératives en fonction des résultats recherchés.

Ce pourra être :

- à l'occasion du passage de la denture résiduelle le plus souvent mixte à l'édentation totale par la réalisation de prothèses totales immédiates de transition,

- à l'occasion de la réfection de prothèses totales jugées insuffisantes avant la réalisation de prothèses d'usage.

La réalisation prothétique ne peut se concevoir que si le praticien conduit un examen clinique rigoureux complété par la rédaction d'une observation.

On pourra se reporter à la thèse de SCHOENDORFF qui permet la bonne conduite de l'examen clinique et la rédaction de l'observation (137).

Pour ce qui concerne la classification en quatre degrés pour la valeur des tissus de recouvrement et de la R.C.R. il sera bon en plus de la cotation, d'en commenter dans la colonne observation la qualité par une description précise de l'état des tissus servant de bases d'appui aux prothèses : muqueuse normale ou paranormale, hyperplasie, hypertrophie, muqueuse adhérente aux bases sous-jacentes, muqueuse désinsérée, ulcération traumatique, candidose, volume et consistance des tubérosités.

Les crêtes seront appréciées dans leur forme, leur hauteur, leur mobilité (crêtes flottantes) de même que les insertions musculaires, les brides, les lignes obliques externes et internes, etc...

Un bilan radiographique sera très utile. On appréciera la présence des corticales, l'aspect des travées osseuses, la proximité des sinus, tous ces éléments seront notés et conjointement à l'examen clinique permettront de faire un bilan osseux. Les clichés pourront être traités spécialement pour donner la meilleure image radiographique,

- soit par rapprochement des contrastes (LOGETTRAN),
- soit par diminution de la densité des films par suppression d'une émulsion (OGOLNIK) (108).

Une conversation avec le patient permettra de cerner la personnalité de celui-ci, de connaître ses habitudes alimentaires et de prodiguer éventuellement des conseils diététiques qui permettront d'améliorer sa santé. D'une façon générale, il faudra retenir que les patients âgés sont attirés par les aliments constitués au maximum d'hydrate de carbone et beaucoup moins par les régimes riches en protéines. Une vitaminothérapie pourra être instaurée. Elle portera surtout sur les vitamines C, D et A si le déficit est confirmé. Un supplément calcique pourra être conseillé.

On n'oubliera pas non plus, l'action des hormones sur les variations de l'état tissulaire chez la femme.

Il est souhaitable d'établir d'une façon générale une prise de contact avec le médecin traitant et une information réciproque.

Dans l'étude de cette partie pratique, nous envisagerons :

- Chapitre I : La thérapeutique préprothétique : facteur de restructuration et de conservation du complexe ostéomuqueux
1. Processus de la cicatrisation alvéolaire
 2. Chirurgie préprothétique
 3. Prothèse thérapeutique immédiate et mise en condition tissulaire.
- Chapitre II : Les empreintes
1. L'empreinte : ses buts, ses moyens
- Chapitre III : La relation intermaxillaire et le concept occlusal
1. Dimension verticale, la relation intermaxillaire
 2. Le concept occlusal prothétique
- Chapitre IV : L'équilibration prothétique
1. Ses objectifs
 2. Ses méthodes.

CHAPITRE I

LA THERAPEUTIQUE PREPROTHETIQUE : FACTEUR DE RESTRUCTURATION ET DE CONSERVATION DU COMPLEXE OSTEOMUQUEUX

1.1. PROCESSUS DE LA CICATRISATION ALVEOLAIRE

La réorganisation de la crête passera par les étapes suivantes après les extractions :

1. Formation du caillot.
2. Congestion gingivale avec hyperhémie active qui amène la lyse des rebords alvéolaires et la libération de leur matériel calcique.
3. Apparition d'un bourgeon du tissu embryonnaire dans lequel vont se différencier fibres de collagènes et fibroblastes.
4. Début de la calcification et organisation des travées osseuses de néoformation. L'action modelante des joues et de la langue oriente les travées et la fibromuqueuse s'organise avec sa propre texture soumise aux forces du voisinage (HOUSSET) (57).

Après les avulsions dentaires, il conviendra donc d'appliquer des forces masticatrices le plus rapidement possible pour orienter les travées osseuses favorablement à l'intrados prothétique et à la résultante des forces de mastication.

1.2. CHIRURGIE PREPROTHETIQUE

Dans l'éventualité où le praticien est conduit à pratiquer des extractions multiples, il est absolument indispensable de pratiquer les avulsions avec le minimum de manoeuvres opératoires dans le but express de conserver le tissu osseux.

De même la chirurgie préprothétique des tissus mous devra être réservée à des cas cliniques parfaitement codifiés, résection de brides, des crêtes flottantes, hyperplasies volumineuses (150).

Les approfondissements vestibulaires et les greffes de tissu provenant d'hétérosites (peau) ne doivent être envisagés qu'avec une extrême circonspection. Le plus souvent à la suite de telles interventions la tonicité et la sensibilité des tissus considérés se trouvent profondément modifiées et on ne peut espérer avoir un rôle positif des organes paraprothétiques ainsi obtenus.

Pour les reliefs osseux, les irrégularités non douloureuses seront conservées à tout prix, car elles constituent un moyen d'améliorer la stabilisation de la prothèse totale.

ROZENCWEIG (131) a proposé une technique opératoire post-extractionnelle pour favoriser une cicatrisation rapide sans perte de volume des procès alvéolaires. L'os dénudé étant très fragile ainsi que l'ont montré de nombreux auteurs en parodontologie, il est préconisé de recouvrir le site des avulsions par un lambeau muqueux déplacé et suturé qui évite toutes les complications liées à un os à nu. La cicatrisation est d'autant plus rapide qu'une prothèse transitoire immédiate vient couvrir la plaie.

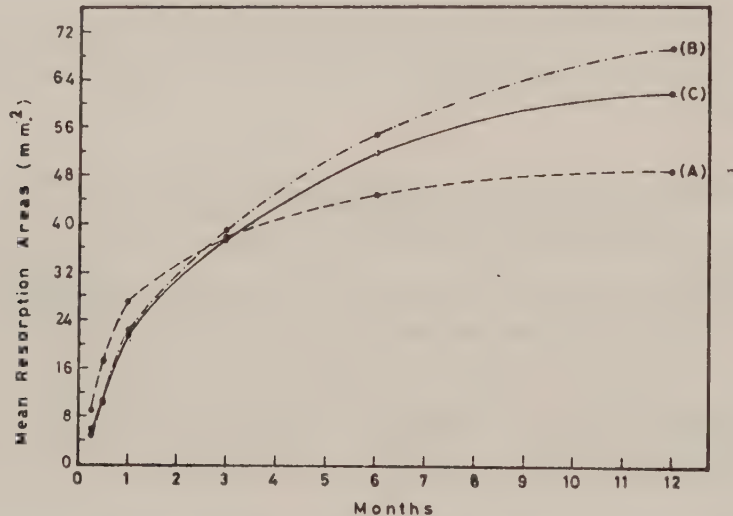
Toute intervention sur les rebords alvéolaires au niveau des septa-interdentaires induit une résorption accélérée comme l'étude de MICHAEL et BARSOUM l'a démontré (97).

Cette expérimentation clinique permet aux auteurs de bien montrer les variations existant dans la rapidité de la R.C.R. selon que les extractions ne sont pas suivies d'une chirurgie correctrice, ou au contraire sont suivies d'une chirurgie correctrice selon deux types : soit une alvéoloplastie vestibulaire, soit une régularisation au niveau intraseptal.

Dans cette expérimentation des prothèses thérapeutiques immédiates sont insérées, garnies de matériau de mise en condition tissulaire de type Hydrocast. Les trois lots d'expérimentation sont choisis de telle sorte qu'on puisse comparer la R.C.R. entre le premier et le deuxième en cas d'extraction simple et d'alvéoloplastie vestibulaire, ou d'extraction simple et d'alvéoloplastie intraspetale et dans le troisième groupe entre chirurgie d'un type et de l'autre.

La limite était réalisée par le plan sagittal médian. Les courbes tracées par les auteurs montrent l'importance des variations.

On notera avec intérêt que dans les premiers mois il semble que la technique de l'extraction simple marque une restructuration plus rapide que dans les techniques chirurgicales mais un état stable s'installe plus rapidement du fait d'une cicatrisation se faisant dès le départ avec plus de matériel osseux que dans les autres techniques .



The rate of resorption for simple extractions (A), labial plate alveoloplasty (B), and intraseptal alveoloplasty (C).

Ceci répond à une idée déjà ancienne et défendue en France par HOUSSET qui avait recommandé de pratiquer les avulsions avec le minimum de traumatismes, en évitant la fracture de fragments du rebord alvéolaire ou du septum, le décollement de la fibromuqueuse et en limitant les alvéolectomies aux cas désespérés. L'apparition des instruments à grande vitesse, l'utilisation de fraises à os et d'une pulvérisation sur le champ opératoire rendent l'indication des alvéolectomies plus rare. Dans le cas où un volume osseux trop important doit être corrigé, le modelage chirurgical des crêtes est conduit par fracture vestibulaire sans décollement muqueux, par résection si la proalvéolie est trop importante.

BUCHARD réalise un guide chirurgical en résine autopolymérisable transparente qui préfigure l'intrados de la prothèse immédiate et permet de bien réaliser la résection osseuse en contrôlant l'uniformité de la coloration de la muqueuse sous le guide (APAP) (5). Ce stade étant réalisé, la prothèse immédiate est insérée directement après l'intervention (16).

1.3. PROTHESE THERAPEUTIQUE IMMEDIATE ET MISE EN CONDITION TISSULAIRE

Une prothèse transitoire thérapeutique immédiate sera insérée après toute intervention de chirurgie préprothétique. L'indication de ce type de prothèse se pose aussi pour les réfections de P.A.T. anciennes dont les surfaces d'appui sont en sous-extension ou dans le cas d'une pathologie tissulaire consécutive à une prothèse ne satisfaisant pas aux impératifs majeurs cités plus haut (15) (74) (40).

L'utilisation de matériaux résineux à prise retardée, tel que l'Hydrocast, le Fitt de Kerr, le Viscogel ou le Lynam, permettra le vibromassage de la surface d'appui grâce aux qualités viscoélastiques de ces produits (82)(88) (145). La modification tissulaire et osseuse sera suivie et modelée par une réfection régulière du matériau résilient ce qui permet par ailleurs la réalisation de l'empreinte évolutive fonctionnelle (IRSA) (59) (BELILTY-BUCH) (8).

Ces prothèses thérapeutiques provisoires nécessitent de placer une surface occlusale postérieure restituant le tampon occlusal molaire. La dimension verticale peut être travaillée, corrigée de même que l'orientation générale du plan d'occlusion avec modelage par retouches successives. Le but final est l'obtention d'une équilibration bilatérale balancée (voir chapitre IV) seule acceptable en prothèse totale (OGOLNIK) (170).

Ces prothèses transitoires seront remplacées par des prothèses d'usage, car l'action de l'intrados de la prothèse thérapeutique est d'amener les tissus de soutien à l'état le plus satisfaisant pour supporter l'intrados définitif, ainsi sera améliorée la capacité de transmettre au mieux les forces de mastication. Dès que la cicatrisation de la muqueuse est terminée et qu'à la palpation aucun point douloureux n'apparaît on peut admettre que la prothèse d'usage peut être réalisée. Ceci dans le cas d'un traitement chirurgical. Pour une remise en condition tissulaire après une ancienne prothèse, l'aspect de la muqueuse et le confort du patient sont les éléments à prendre en considération avant le passage à la prothèse d'usage.

Le produit de mise en condition des tissus lui-même, fournit des indications précieuses à l'examen direct telles que l'absence de zone de pression mettant à nu la base prothétique.

La participation du patient lors des réfections régulières de produit de traitement tissulaire dans la sensation de confort élaborée par la mise en jeu prothétique permet de saisir le meilleur moment pour transformer cette base molle en

réplique exacte pour la prothèse d'usage, avant trop de relâchement du matériau (39).

La mise en condition tissulaire permet au moment d'une réfection prothétique, tout en utilisant l'ancienne prothèse comme support du matériau de traitement, d'éviter que la nouvelle empreinte ne reproduise les tissus dans la position qu'ils avaient sous l'ancienne prothèse. Par la modification plastique du matériau et les retouches apportées à l'ancienne base à chaque fois que celle-ci apparaît à travers le matériau de traitement, on aboutit à une répartition nouvelle des fluides de la masse tissulaire.

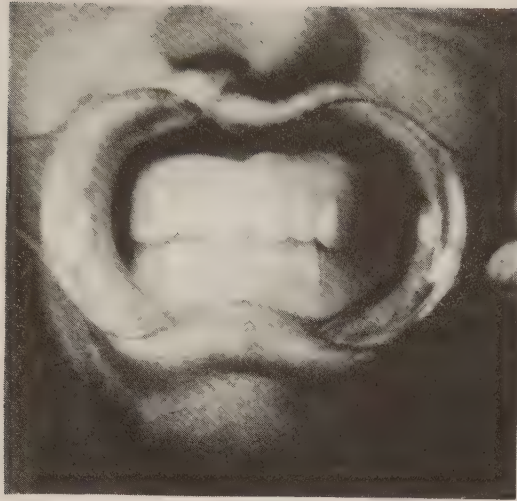
Ces prothèses thérapeutiques immédiates peuvent être réalisées de plusieurs manières.

Certains auteurs parmi lesquels BOLMAN (10) préconisent la réalisation de plaque base ne portant que les dents antérieures. Nous pensons pour notre part que la perte du tampon occlusal molaire est un handicap très important pour le patient, qu'il vaut mieux lui éviter.

De même, beaucoup d'auteurs préfèrent conduire les avulsions en deux temps et laissent cicatriser la région postérieure édentée en premier, avant de réaliser les prothèses transitoires. Avec les résines à prise retard nous pensons au contraire qu'il convient de stimuler le plus tôt possible les crêtes résiduelles pour réorganiser la trame osseuse.

LALLICH et BRUGIRARD (74), dans un article de l'E.M.C., font le point sur les diverses techniques de réalisation.

Dans tous les cas, ils préconisent d'utiliser des surfaces occlusales non engrenées, réalisées soit à partir de bourrelet en résine de base, soit si des impératifs esthétiques sont en jeu, à partir de diatoriques résine dont la surface occlusale sera totalement abrasée et polie. Pour les bords prothétiques qui poseront parfois de sérieux problèmes de réalisation au niveau antérieur dans le cas d'alvusion récente, POUND préconise l'utilisation d'un rebord court "évolutif" qui empiète partiellement le long de la surface labiale de la crête maxillaire. Au fur et à mesure de la résorption, ce rebord est réadapté en hauteur et en épaisseur par adjonctions successives d'apports de résine. Si on se sert du guide chirurgical de BUCHARD on peut réaliser plus rapidement un bord prothétique vestibulaire classique (16).



Prothèse transitoire thérapeutique

1. Le rétablissement de la dimension verticale d'occlusion
2. Le maintien du matériau de mise en condition tissulaire
3. La suppression du déséquilibre occlusoarticulaire.



CHAPITRE II

LES EMPREINTES

Premier volet du tryptique technique sur lequel nous désirons réfléchir, les empreintes revêtent une grande importance. Leur évolution dans l'histoire de la prothèse totale a marqué un progrès décisif dans l'amélioration des qualités prothétiques (STARKE) (143).

- L'apparition :

- . de matériaux nouveaux et variés,
- . de porte-empreintes de série spéciaux pour maxillaires édentés,
- . de porte-empreintes individuels,
- . de techniques d'empreintes à visées analytiques,

- la connaissance physique des phénomènes régissant la qualité du contact au niveau de l'interface (surface d'appui/empreintes),

montrent l'intérêt soutenu que la profession manifeste pour cette étape fondamentale de la réalisation prothétique depuis les premières empreintes à la cire de Mathias PURMAN (1750).

La prise d'empreinte représente pour l'édenté total, une succession de séquences (empreinte primaire ou préliminaire, empreinte secondaire) toujours désagréables. L'introduction endobuccale de la masse d'empreinte portée par les porte-empreintes, angoisse le patient qui redoute de déglutir du matériau, de s'étouffer ou d'être secoué de nausées.

Nous devons l'informer parfaitement de l'importance que nous accordons aux empreintes pour le succès de la restauration prothétique.

2.1. L'EMPREINTE : SES BUTS, SES MOYENS

2.1.1. Les buts de l'empreinte

"L'empreinte finale doit réunir fondamentalement tous les éléments déterminant la rétention, la stabilité, la sustentation de la future prothèse. Elle doit préfigurer cette dernière, obéir aux mêmes conditions biologiques et mécaniques, afin de prévoir et d'assurer la triple mission qui lui incombe, mission fonctionnelle, mission esthétique et mission phonétique" (LEJOYEUX) (79).

Le sens de cette définition est beaucoup moins restrictif que par le passé, où les empreintes donnaient uniquement l'enregistrement des surfaces d'appui.

Pour KLEIN, défenseur de la piézographie, toutes les opérations qui permettent de définir en forme et en volume les prothèses, hormis les surfaces occlusales font partie des empreintes (68) (69).

Nous nous intéresserons à la mission fonctionnelle. Certes la mission esthétique est très importante et la connaissance de la Dentogénique est fondamentale pour mener à bien cette mission. De même la mission phonétique de l'empreinte depuis les travaux de R. DEVIN (34) est au premier plan des préoccupations du praticien. Même si nous n'en étudions pas tous les aspects, nous savons qu'on ne peut pas de nos jours envisager de réaliser une empreinte efficace sans faire appel à la phonation.

La rétention, la stabilité et la sustentation de la future prothèse doivent être obtenues dès l'empreinte.

Au cours de la mastication les appareils sont soumis à des forces musculaires qui vont les mobiliser et les déloger. Il en est de même de la pesanteur. Pour éviter aux tissus de soutien, cette alternative de déplacements prothétiques, avec les conséquences néfastes pour l'intégrité tissulaire, il est nécessaire que la prothèse soit stable (122). Il faut donc :

- que la rétention soit efficace,
- que la sustentation soit assurée.

"La rétention est la réaction s'opposant aux forces axiales qui ont tendance à disjoindre la prothèse des tissus qui la soutiennent" (BATAREC). Cette réaction en prothèse totale est liée aux phénomènes physiques d'adhésion, de cohésion et de pression atmosphérique.

"La sustentation est la réaction qui s'oppose aux forces axiales tendant à enfoncer la prothèse dans les tissus d'appui". Pour améliorer la sustentation, la base prothétique :

- doit être aussi étendue que possible au maxillaire comme à la mandibule de manière à répartir équitablement les forces masticatrices (tracé de SAIZAR),
- ne doit pas gêner les muscles dans leur fonction,
- ne doit pas être déséquilibrée ni délogée par l'action des organes paraprothétiques qui doivent maintenir avec elle le joint périphérique.

La prothèse doit se situer dans une *"zone neutre d'équilibre des forces"* où la pression musculaire doit être au plus égale à la force de rétention de la prothèse.

La rétention est conditionnée en premier lieu par l'adhérence de la plaque base à la muqueuse ce qui constitue le phénomène physique proprement dit. Toutefois, une adhérence secondaire se manifeste liée à une adaptation physiologique (stimuli neuromusculaires et neurosensitifs) et facteurs psychiques (14).

DELORT a analysé les facteurs physiques (32). L'adhérence est essentiellement due à la pression atmosphérique qui se manifeste grâce :

- au joint solide périphérique continu,
- au joint liquide par capillarité,
- au joint liquide par viscosité.

Pour GIBERT (43), plus un liquide a un coefficient de viscosité élevé, plus il retarde la perte irréversible d'adhérence.

A tension superficielle identique (capillarité), c'est le liquide le plus visqueux qui donne la meilleure adhérence. Si le joint périphérique solide est incomplet, inconstant ou inexistant, la prothèse complète fonctionne à la dépression, ce qui veut dire que c'est le joint salivaire liquide qui retarde la désinsertion soit par viscosité soit par capillarité en l'absence d'excès de salive sur les bords de la prothèse (KAWAZOE) (65).

Au niveau du joint solide périphérique continu, le film salivaire doit être aussi mince et étendu que possible. Ceci sous-entend des bords épais en contact constant avec les organes paraprothétiques.

D'autre part, plus les surfaces d'appui auront de relief, plus la surface d'application sera développée et meilleur le joint par capillarité à condition que les tissus mous soient très adhérents aux tissus osseux sous-jacents.

L'entrée de salive dans l'interface "prothèse - tissu de soutien" sera retardée par les points déprimés, de la même manière que des singularités sur une conduite d'eau (coude ou angle) retardent l'écoulement .

En l'absence de salive pour avoir la rétention due à l'adhésion (attraction entre corps de nature différente), il faudrait une plaque ajustée à moins de 0,007 μ de précision avec le palais (LAWSON). Elle serait adhérente grâce aux forces interfaces. Les forces interfaces sont des forces intermoléculaires électroniques superficielles entre deux corps de nature différente ou de même nature, qui assurent la cohésion (ROUCOULES) (130). Cette hypothèse ne peut se réaliser en pratique en raison des déformations de la muqueuse qui excède et de loin le micron.

C'est donc la salive qui, par les forces interfaces entre salive et muqueuse, et salive et plaque base, permet l'adhésion. La cohésion par ses forces moléculaires va augmenter la mouillabilité de la plaque base et faciliter l'adhésion au niveau du mécanisme salivaire (forces de Van der Waals). L'adjonction de liquides mouillants et leur effet sur l'adhésion a été étudié par GOUMY.

STANITZ a formulé mathématiquement la force d'adhérence de la façon suivante :

$$F_a = \frac{2 C S}{e}$$

F_a = force d'adhérence

C = coefficient de tension superficielle du film salivaire

S = surface totale de la prothèse

e = épaisseur du film fluide intermédiaire.

La sustentation est assurée par les surfaces de contact et d'appui entre l'intrados prothétique et les tissus ostéomuqueux des maxillaires. Parmi les points importants il faut noter la limite périphérique des bases prothétiques. La résultante des forces fonctionnelles doit passer dans l'aire de sustentation.

Au maxillaire supérieur le joint vélopalatin est capital (149). A la Faculté Dentaire de Lyon, depuis l'analyse de LALLICH et SCHOENDORFF, c'est le tracé inspiré de cette étude qui est enseigné (75).

Par sa présence il augmente la sustentation de la plaque base supérieure mais aussi la rétention prothétique lors de la phonation et permet le montage esthétique du bloc incisivo-canin supérieur dans le respect des impératifs esthétiques et phonétiques. Le montage se fait dans la zone neutre préconisée par POUND, en avant de la crête résiduelle dans la position des dents perdues. Dans cette position de montage, la pression de la langue sur les faces palatines de ces dents est largement équilibrée par la rétention offerte par le joint postérieur. De même, il va permettre l'incision si le montage total est équilibré dans les mouvements de propulsion.

En ce qui concerne les limites, le tracé de SAIZAR est notre tracé de référence. Les bords du P.E.I. sont améliorés fonctionnellement à la pâte de KERR avant la prise de l'empreinte secondaire.

A la mandibule, les reliefs sont utilisés au maximum, avec une extension recouvrant les trigones rétromolaires, les niches rétromolaires, le joint sublingual est recherché classiquement. Il est délimité par la frange sublinguale, et ne devra jamais empiéter sur les orifices de WHARTON. SPIRGI pour augmenter la sustentation et la rétention propose une extension sublinguale ne comprimant pas les mylohyodiens contractés faute de quoi la prothèse est délogée.

En fonction de ce qui a été dit sur la rétention, les bords prothétiques sont arrondis et modelés par l'action des organes paraprothétiques.

2.1.2. Les moyens de l'empreinte

Nous avons affirmé que la stimulation mécanique devait traverser la fibromuqueuse pour maintenir une activité ostéogénétique pendant la mastication.

Au niveau de l'empreinte, ce souci doit être constant et nous devons rechercher tout facteur permettant d'améliorer les conditions de transmission.

La prise d'empreinte moderne se réalise en deux étapes obligatoires et, le cas échéant, une troisième pour l'empreinte des surfaces polies. Dans le cas de difficultés particulières, une empreinte ambulatoire pourra améliorer les résultats.

2.1.2.1. L'empreinte primaire ou préliminaire, prise avec un porte-empreinte de série doit servir à tracer, sur le modèle coulé, les limites périphériques du porte-empreinte individuel (SCHREINEMAKERS) (139) (LANDE) (76).

En raison de l'importance du joint périphérique, il faut éviter que l'empreinte primaire ne soit dès le départ la première source d'erreur.

En effet, LEJOYEUX affirme que toutes les erreurs de l'empreinte finale sont imputables à une mauvaise empreinte primaire (79).

Aussi devons nous veiller à la bonne exécution des points suivants :

* Le choix du porte-empreinte de série est important. Le P.E.S. aménagé, si besoin est, pour éviter :

- surextension, compression,
- distension des insertions ligamentaires et musculaires,
- modification de la zone de réflexion muqueuse.

De nombreuses séries de P.E. existent sur le marché (Schreinemakers et succédanés, Devin, Accudent, Bayer) qui doivent permettre d'obtenir une bonne empreinte primaire.

* Le choix du matériau d'empreinte et de la technique permettent d'obtenir une empreinte aussi précise que possible (109) (38)

- des reliefs osseux, de la zone de réflexion muqueuse, des tissus paraprothétiques, des espaces ampullaires (zones d'Eisenring), du joint vélopalatin pour le maxillaire
- des reliefs osseux, de la région sublinguale, des poches de Fisch, des niches rétromolaires, de la zone de réflexion muqueuse pour la mandibule.

Pour améliorer les résultats de l'empreinte primaire, les repères anatomiques, muqueux peuvent être marqués au crayon dermique. La lecture en sera facilitée sur le modèle.

* Les empreintes primaires doivent être coulées rapidement après la prise d'empreinte, en emboitant les bords.

* L'examen conjoint du patient et des modèles permet d'effectuer le tracé du P.E.I. haut et bas et la gravure sur le modèle primaire du joint vélopalatin.

2.1.2.2. Le porte-empreinte individuel doit être réalisé avec un matériau indéformable, de préférence en résine autopolymérisable. Ce point est très important si l'on désire que la répartition du matériau d'empreinte se fasse avec une pression

identique en tout point. Les limites périphériques du P.E.I. au maxillaire comme à la mandibule sont capitales pour le succès de l'empreinte finale. Les bords en sont arrondis et lisses, distants de 1 mm de la ligne de réflexion muqueuse. Il doivent concourir à rétablir les volumes et compenser la perte de substance. L'emplacement des freins est dégagé en fonction de leur ligne d'action, avec un léger empiètement.

Les bords du P.E.I. serviront à enregistrer de manière indéformable, le jeu fonctionnel des organes périphériques de façon à garder dans tous les mouvements possibles un joint périphérique solide.

A la mandibule, en plus des caractères énumérés ci-dessus, le porte-empreinte doit recouvrir :

- les trigones rétromolaires dans leur partie basse fibreuse et passive
- les lignes obliques internes
- les niches rétromolaires
- la région sublinguale jusqu'à la frange sublinguale.

Il doit être juste en-deçà des lignes obliques externes.

Enfin la préhension du P.E.I. se fera par un manche en résine qui doit reproduire l'inclinaison, et le volume du bloc incisivocanin pour faciliter les tests phonétiques auxquels le patient sera soumis ultérieurement.

2.1.2.3. L'empreinte secondaire. En raison des variations tissulaires rencontrées et des exigences multiples de l'empreinte finale, la réalisation de l'empreinte secondaire fait appel à une succession d'actes dans un ordre méthodique avec des matériaux adaptés aux buts à atteindre et fonction des tissus concernés (44).

Les séquences de réalisation sont les suivantes :

- Essai du P.E.I.
- Vérification des bords et correction des bords :
 - . en sur-extension par soustraction de matière
 - . en sous-extension par addition de résine autopolymérisable
- Réalisation des différents joints (LALLICH et SCHOENDORFF - LEJOYEUX) participant au joint périphérique solide
- Moulage de la partie statique qui assurera la rétention (adhésion et cohésion) et la sustentation (55)
- Réalisation d'un joint périphérique modelé par la phonétique surtout pour la mandibule (DEVIN).

Le résultat pourra être obtenu en emprisonnant un matériau fluide dans un porte-empreinte individuel dont les joints périphériques auront été modelés au préalable. (Technique de FRIEDMAN, WALLIS DAVY, OPOTOW, technique des empreintes analytiques simples de LEJOYEUX). Le matériau à empreinte réagira selon le principe de PASCAL et exercera une pression identique en tout point de la surface d'appui. Ce sont les fluides tissulaires qui cèderont sous la pression de l'empreinte. La base dérivée de cette empreinte sera apte à transmettre toutes les forces verticales et horizontales résultant de la mastication.

Le résultat pourra être obtenu en associant les deux techniques ci-dessus: pâtes thermoplastiques + correction avec un matériau fluide (technique de PENDLETON, GYSI, SEARS, SWENSON, LAURITZEN).

L'empreinte anatomofonctionnelle dont le premier temps a été rapidement décrit ci-dessus se termine par l'enregistrement fonctionnel des organes périphériques. La réalisation de ce temps essentiel doit tout à DEVIN dont les études sur la phonétique et sur l'influence de la phonation sur les bords prothétiques ont permis un progrès considérable dans la réalisation de l'empreinte. L'utilisation de cire thermoplastique à la température buccale est due à HERBST instigateur de la technique de l'Adheseal.

La réalisation pratique est la suivante. A l'aide d'une lame acérée, on découpe la partie du joint périphérique formé avant la prise d'empreinte et on dispose sur la périphérie prothétique un "cordon" d'Adheseal qui sera façonné par les forces musculaires mises en jeu par la phonation (DEVIN) (34).



Nous aurons bien au cours de cette empreinte obtenu une image anatomo-fonctionnelle des tissus d'appui.

D'abord anatomique et compressive dans le premier temps de l'empreinte, soit sous pression digitale de l'opérateur, soit sous pression occlusale du patient dont la participation peut être sollicitée et efficace.

Enfin fonctionnelle dans le deuxième temps, par la mise en jeu de la déglutition et de la phonation pour la réalisation de joints sans interférence avec les organes paraprothétiques.

Remarque - L'insertion de prothèses dérivées d'empreintes de ce type pour la mandibule montre qu'au début du port la prothèse tient surtout par adhésion cohésion. Dans les jours suivants, l'adhérence augmente ce qui laisse supposer que la stimulation prothétique joue à plein. L'élimination des pressions nocives au niveau des bords grâce à l'enregistrement phonétique et musculaire permet l'amélioration du joint périphérique solide et une meilleure intimité bords - organes paraprothétiques (ALLEGRE) (3).

Cette technique bien menée permet de supprimer dans presque tous les cas les retouches au niveau des bords car elle évite les surextensions importantes, ce qui n'est pas le cas avec des joints classiques à la pâte de KERR. Elle donne des joints périphériques fonctionnels, parfaitement tolérés, arrondis, volumineux, diminuant le film salivaire. Elle donne une surface d'appui, au maximum d'étendue, transmettant le plus largement les forces résultant de la mastication et de la déglutition.

Elle ménage donc les tissus de soutien et permet la meilleure stimulation fonctionnelle du complexe ostéo-muqueux.

CHAPITRE III

LA RELATION INTERMAXILLAIRE ET LE CONCEPT OCCLUSAL

INTRODUCTION

La détermination de la R.I.M. est une étape fondamentale de la réalisation en P.A.T. Le tampon occlusal ayant totalement disparu :

1. la détermination de la dimension verticale d'occlusion revêt la plus grande importance en raison des troubles induits par une évaluation erronée par excès ou par défaut,
2. l'orientation du plan prothétique d'occlusion par suite de la nécessité de distribuer au mieux les forces masticatrices, doit permettre en accord avec les autres facteurs de l'occlusion le respect de l'esthétique et de la phonétique,
3. la relation crano-mandibulaire, avec pour position des condyles dans les A.T.M., la position de relation centrée, seule position reproductible et transmissible sans erreur sur un articulateur adaptable ou semi-adaptable, doit être enregistrée avec précision.

Ce sont les trois grands aspects de ce problème, toujours ardu à résoudre.

3.1. LA DIMENSION VERTICALE ET LA RELATION INTERMAXILLAIRE

3.1.1. La recherche de la dimension verticale

Etape importante dans la réalisation prothétique, aucune méthode hélas ne permet d'en obtenir la valeur à tout coup et le volume mal adapté des maquettes d'occlusion et la nature des matériaux qui les réalisent peuvent en fausser les résultats.

On ne peut procéder que par approximations successives en tenant compte de facteurs nombreux, esthétiques, fonctionnels, phonétiques. Le praticien doit faire appel à ses connaissances ainsi qu'à son sens artistique (KLEINFINGER) (70).

Rappelons qu'il est nécessaire de considérer trois grandeurs à ce stade de la relation intermaxillaire.

- La dimension verticale de posture pour POSSELT ou de repos physiologique pour LEJOYEUX ou D.V.R. (80)
- La dimension verticale d'occlusion plus petite que la précédente ou D.V.O. Pour l'obtenir, les dents sont en position d'intercuspidie maximale.
- L'espace libre d'inocclusion, résultat de la soustraction de la D.V.O. à la D.V.R. Cet espace libre peut être mis en parallèle avec l'espace phonétique minimum et est en relation avec l'espace de DONDERS qui est l'espace existant entre la face supérieure de la langue et du palais. Son respect est obligatoire.

Pour la prothèse totale c'est la D.V.O. qui sera transmise sur articulateur.

La détermination de la D.V.O. chez l'édenté total se fera en partant de la D.V. Posture car l'édenté n'a plus de positions occlusales. Il faudra se souvenir, comme l'écrivait ATWOOD, que *"L'état de l'édentation est un bouleversement du système stomatognathique, biologiquement et mécaniquement"*.

La D.V.R. dépend des données anatomiques et physiologiques.

Les éléments anatomiques peuvent brièvement se résumer en deux schémas :

- l'un plus précisément tenant compte des facteurs osseux, musculaires, ligamentaires du système stomatognathique,
- l'autre plus général montrant que la mandibule est "suspendue" entre le massif cranio-facial et le tronc et de ce fait soumise à la position de posture générale de la tête.

Il en découle la nécessité, pour essayer de déterminer la D.V.R., d'orienter la tête d'une façon précise tendant à équilibrer la traction de tous les muscles concernés par la position de posture céphalique. A la Faculté de Lyon, c'est la position posturale verticale d'après la définition de DEPLAGNE et MERLE-BERAL qui est retenue.

D'un point de vue physiologique, la D.V.R. est liée à une position d'équilibre tonique. Elle fut longtemps considérée comme immuable dans le temps pour un même sujet.

Telles étaient les conclusions d'auteurs tels que NIESWONGER, BRODIE, THOMPSON, ATWOOD, du moins au début pour ces deux derniers auteurs.

Les travaux plus récents de SICHER, SWENSON, RAMFJORD, HICKEY, JONJOT, LEJOYEUX, GASPARD, KAWAMURA, ont montré l'existence d'une plage de variation autour de la D.V.R. en fonction de facteurs morphologiques, physiologiques ou pathologiques.

Ceci est dû à la complexité des mécanismes nerveux mis en action pour maintenir la valeur de l'espace libre (HARTMANN) (49), (HEXTON) (52).

La régulation nerveuse de la D.V.R. est le résultat de la mise en jeu et de la corrélation de trois facteurs que nous devons prendre en considération.

- Le réflexe monosynaptique trigéminal ou réflexe myotatique. Son support anatomique est le fuseau neuro-musculaire et les fibres Ia.
- Le réflexe disynaptique ou réflexe myotatique inverse. Son support anatomique est le corpuscule de GOLGI tendineux.
- L'activité γ dont l'action est de réguler la plage de variation du fuseau neuromusculaire.

3.1.2. Fonctionnement physiologique (MORIN) (104)

Pour une posture déterminée avec un muscle à une longueur donnée et un système répondant à l'étirement ce qui est le cas de la mandibule, il s'agit pour maintenir la posture de réguler une force de contraction qui va déterminer un recrutement plus ou moins grand de motoneurones α et un réglage de la fréquence de décharge de ces mêmes motoneurones α .

Si pour une raison quelconque, la longueur du muscle augmente, il y aura un étirement induisant l'excitation des fuseaux neuromusculaires. Des volées d'influx augmenteront la fréquence des décharges des fibres Ia ce qui excite les motoneurones α provoquant la contraction qui amène une relaxation du fuseau neuromusculaire.

Si la contraction du muscle est trop forte, le muscle se raccourcit trop et la fréquence des décharges des fibres Ia diminue, l'activité des motoneurones également et le muscle se relâche jusqu'à retrouver sa position initiale. Ainsi le fuseau a une action telle qu'il a pu régler le muscle à une longueur donnée et assurer sa propre régulation sous réserve que les causes de perturbation restent dans une limite faible.

Parallèlement à cette action, la contraction provoque à la fois un relâchement des fuseaux neuromusculaires mais aussi un étirement des aponévroses. Cette mise en tension appelle une réaction des corpuscules de Golgi tendineux. Ceux-ci par l'intermédiaire des fibres Ib libèrent des volées d'influx qui, passant par le ganglion de GASSER et le noyau bulboprotubérentiel du trijumeau, viennent inhiber grâce à un neurone intercalaire β le motoneurone α . Ce circuit réflexogène porte le nom de réflexe disynaptique trigéminal. Il est bien le réflexe myotatique inverse dont l'action est l'inverse du réflexe monosynaptique.

Si les sollicitations sont trop fortes, l'activité γ se déclenche et les motoneurones γ , originaires des aires suprasegmentaires vont régler la sensibilité du fuseau neuromusculaire pour lui permettre de réagir quelle que soit la longueur de muscle à maintenir.

La fibre fusoriale et le motoneurone γ constituent la boucle qui exerce donc le contrôle sur les fibres Ia.

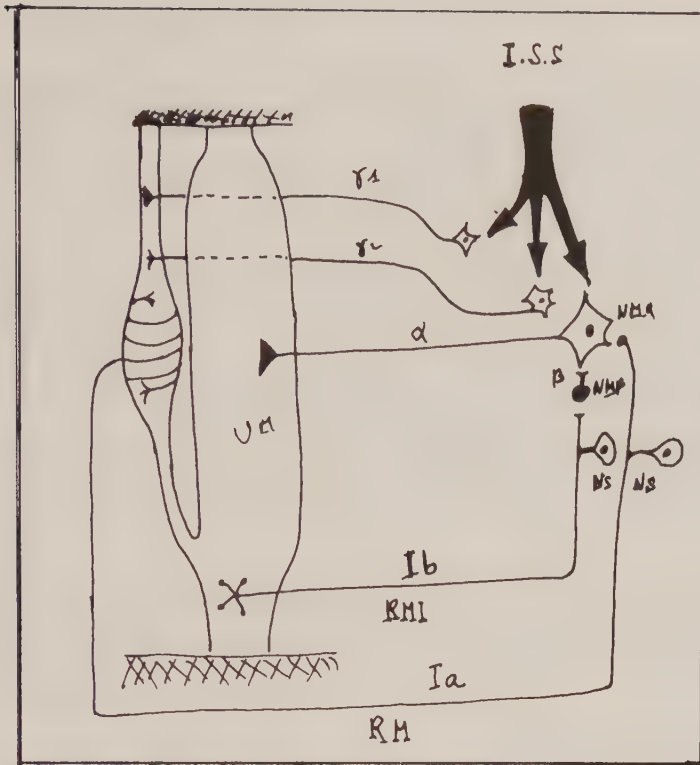
L'activité γ définit la plage de variation autour de laquelle le système va être autorégulé.

Ce principe peut être admis pour la physiologie de l'espace libre mandibulaire, donc pour la régulation de la D.V.R. physiologique en se souvenant que la boucle de régulation ou FEED BACK est très complexe et que les afférences passent par des structures nerveuses, telles que :

- le noyau mésencéphalique,
- le noyau masticateur,
- le noyau sensitivoventral.

Nous pouvons donc dire que la position de posture sous la domination des mécanismes du tonus musculaire est régulé par un servomécanisme segmentaire, par des influences suprasegmentaires provenant en particulier de la formation réticulée et du cervelet.

De cet exposé des mécanismes neurophysiologiques, nous retiendrons que lors de la détermination de la Dimension Verticale, l'enregistrement de la distance interarcades doit se faire dans des conditions telles que la décharge des motoneurones α soit la plus faible possible ce qui sous-entend que l'activité γ n'a pas à recalcr constamment le fuseau neuromusculaire pour lui permettre de réguler la longueur du muscle concerné (HARTMANN) (49).



LEGENDE

- Ia : fibres Ia
 Ib : fibres Ib
 Ns : neurone sensitif
 RM : réflexe miotatique
 RMI : réflexe miotatique inverse
 NM : motoneurone
 NM : motoneurone
 : boucle
 I.S.S: influence suprasegmentaire
 U.D. : unité motrice

D'après MORIN

Neurophysiologie de la dimension verticale Régulation de la position de posture

3.1.3. Pathologie de la dimension verticale

Nous empruntons à Joseph LEJOYEUX la loi suivante : "

"La détermination d'une dimension verticale d'occlusion correcte constitue le préalable indispensable à la détermination de la relation intermaxillaire"

A toute position de la mandibule dans le plan frontal correspond une position dans le plan horizontal en raison de l'anatomie des surfaces articulaires mandibulo-temporales et la physiologie des muscles ptérygoïdiens externes.

La pathologie liée à la D.V. découle de cette loi. Dans le cas d'une dimension surévaluée,

- la D.V.R. est annulée,
 - les pressions s'exerçant sur les bases ostéo-muqueuses sont continues.
- La résorption des crêtes résiduelles s'installe très rapidement. La tension musculaire est continue.

Dans le cas d'une dimension sous-évaluée,

- le proglissement mandibulaire est inévitable et le patient recherchera des contacts antérieurs qui entraîneront :
 - . une perte de fonction dans la région postérieure, cause d'atrophie des crêtes postérieures,
 - . une surcharge de la fibromuqueuse par effet de levier au niveau du bloc incisivocanin donc une résorption antérieure par surcharge
 - . l'espace de DONDERS disparaît en position d'intercuspidation maximale et un réflexe nauséeux peut apparaître,
 - . l'affaiblissement des commissures labiales tout en accentuant l'aspect vieilli de nos patients laissera s'installer une perlèche.

Seule une très faible diminution de la D.V.O. semble être bien tolérée. Le port de la prothèse amène dans les semaines qui suivent l'insertion une légère diminution de la D.V.O.

3.1.4. Détermination de la D.V.

La détermination empirique de la D.V.O. fait appel à des mesures d'espaces limités par des points anatomiques codifiés : c'est le cas dans les techniques de WILLIS, de LANDA, de MAC GEE.

La détermination empirique de la D.V.R. peut se faire avec la technique d'APPENROD ou du nombre d'or, avec quelques correctifs liés au type morphologique du patient et à la classification d'ANGLE.

La détermination semi-anatomique utilise des documents pré-extractionnels ou des dispositifs spécifiques qui permettent de retrouver la D.V.O. originelle. Techniques de TURELL, de SILVERMAN, de WRIGHT, de HURST; BOOS, SWENSON, TURNER, du MYO-MONITOR, de téléradiographie d'incidences diverses.

La détermination semi-physiologique par la phonétique de l'émission du "M" donne la D.V.R. FREEMAN injecte du plâtre liquide qui donne la hauteur inter-arcades.

La détermination par la phonétique s'appuie sur l'émission des phonèmes et la notion d'espace phonétique minimum.

Technique de WILD (D.V.R.) (phonème : "M EMMA MAMAN")

Technique du Verticentric de POUND d'abord avec les phonèmes "FE, FEVE, VE" pour le réglage du plan d'occlusion supérieur, ensuite les "S" qui donnent la position mandibulaire et permettent de définir l'appartenance du patient à l'une des trois

classes d'ANGLE.

Au niveau de l'axe intercrête incisif dans le sens sagittal nous aurons :

- les classes I, avec une occlusion en neutroclusion,
- les classes II, avec une distocclusion traduisant une prognathie supérieure,
- les classes III, avec une mésioclusion ou prognathie inférieure.

Les données statistiques tirées des travaux d'ACKERMAN, montrent que :

- 19,5 % des cas acceptent un rapport normal,
- 80 % justifient un montage en distocclusion donc en classe II,
- 0,5 % des cas ont un rapport de mésioclusion donc en classe III.

3.1.5. Contrôle de la D.V.

La phonétique permet le contrôle de la détermination correcte de la dimension verticale.

Si la D.V. est trop forte les bourrelets ou les dents claquent.

Si la D.V. est trop faible l'émission des "CHE" se transforme en "SE".

La liste des phrases suivantes associe les différents phonèmes pour permettre le contrôle phonétique complet de la D.V. et même du montage.

- | | |
|-----|--------------------------------|
| I | ATTENTION A TA CARTE DU TCHAD |
| II | LA PETITE TASSE DE THE |
| III | SIX SOUS DE SAUCISSON SEC |
| IV | FOUFOU FAIT FONDRE LE FER |
| V | LE CHAT CHERCHE LE CHOU |
| VI | LE LION LECHE LE LAIT |
| VII | QUI A CASSE LA CAISSE DE CACAO |

- Sur le plan de la recherche les procédés électro-acoustiques permettent une analyse visuelle des variations phonatoires liées à des modifications de la dimensions verticale (GROSGOGEAT) (48 bis).

3.1.6. La relation intermaxillaire

La relation intermaxillaire se matérialise au niveau du plan d'occlusion

par les contacts occlusaux mais également au niveau des A.T.M. par la position des condyles mandibulaires dans les cavités glénoïdes (128) (90) (73) (63).

En prothèse totale, la relation cranio-mandibulaire est primordiale. Au contact des dents prothétiques en position d'intercuspitation maximale (I.O.P. de gnathologiste) doit correspondre la position des condyles en Relation Centrée (T.H.R. des gnathologistes) (MAC COLLUM - LAURITZEN).

"La relation centrée ou relation axiale terminale, est la relation de référence constante existant entre la mandibule et le crâne à une dimension verticale d'occlusion correcte, lorsque les condyles sont situés dans leur position la plus reculée, la plus haute, sans contrainte dans les cavités glénoïdes. Elle constitue la relation maxillo-mandibulaire de transfert reproductible la plus stable, à la limite du mouvement de rétrusion permettant encore des mouvements de latéralité" (LEJOYEUX) (80)

Si l'opérateur utilise un articulateur géométrique tel que le "Gysi New Simplex" ou le "Free Plane", le transfert de la relation intermaxillaire se fait par l'intermédiaire des maquettes d'occlusion positionnées sur le plateau de montage dans le plan de CAMPER. Le point interincisif inférieur se situe sur le sommet du triangle de BONWILL. La position du modèle supérieur est à une distance standard de l'axe charnière de l'articulateur correspondant à la moyenne la plus fréquemment rencontrée. Ce facteur n'a pas d'influence particulière sur le montage, toutefois si la dimension verticale est erronée, il faut refaire une mise en articulateur si on diminue la hauteur de la maquette maxillaire. L'équilibration réalisée avec un articulateur de ce type ne sera qu'assez sommaire (voir l'équilibration).

Si l'opérateur utilise un articulateur adaptable ou semi-adaptable tel que le "HANAU University" ou le Dentatus A.R.L., le transfert de la relation intermaxillaire se fait en deux temps (93) (127) (78).

- Après avoir matérialisé à droite et à gauche au moyen de l'arc de localisation les points cutanés situés sur l'axe virtuel de rotation pure, le modèle supérieur est positionné sur la branche supérieure de l'articulateur par rapport à l'axe de rotation de l'articulateur et au plan de Francfort au moyen de l'arc de transfert, de la fourchette, et de l'index orbitaire. Sa position sur l'articulateur par rapport à l'axe charnière est donc bien la même que sur le patient par rapport à l'axe de rotation pure mandibulaire.

- Dans le deuxième temps, le modèle inférieur se positionne sur le modèle supérieur avec les maquettes d'occlusion, puis est solidarisé à la branche inférieure de l'articulateur. Si la D.V. est trop faible ou trop forte dans la limite de la rotation pure les corrections peuvent être faites sans refaire de mise en articulateur. Les vérifications en bouche et les erreurs constatées amèneront l'opérateur à beaucoup de modestie dans ses capacités techniques. Il suivra avec rigueur et pas-à-pas les protocoles techniques :

- . utilisation de doubles bases engrenées ou Split cast,
- . vérification de la mise en articulateur,
- . vérification de la centrée, etc...

Ainsi la méthode d'Arne LAURITZEN permet d'éviter les écueils et offre la garantie d'une grande précision dans l'exécution car il n'est possible de passer à une étape suivante qu'après le contrôle de l'exactitude de l'étape en cours.

Pour déterminer la position de relation centrée, le praticien peut faire appel au tracé de l'arc gothique dont HESS et GYSI furent les premiers à se servir (1908 - 1929) (1).

Chez l'édenté total, le tracé de l'arc gothique est différent de celui du sujet denté, car avec les maquettes d'occlusion il ne subit pas l'influence des contacts dentaires et des interférences cuspidiennes. La position de relation centrée se trouve à l'extrémité de la branche médiane du tracé à l'opposé de la jonction des arcs correspondant aux mouvements de latéralité.

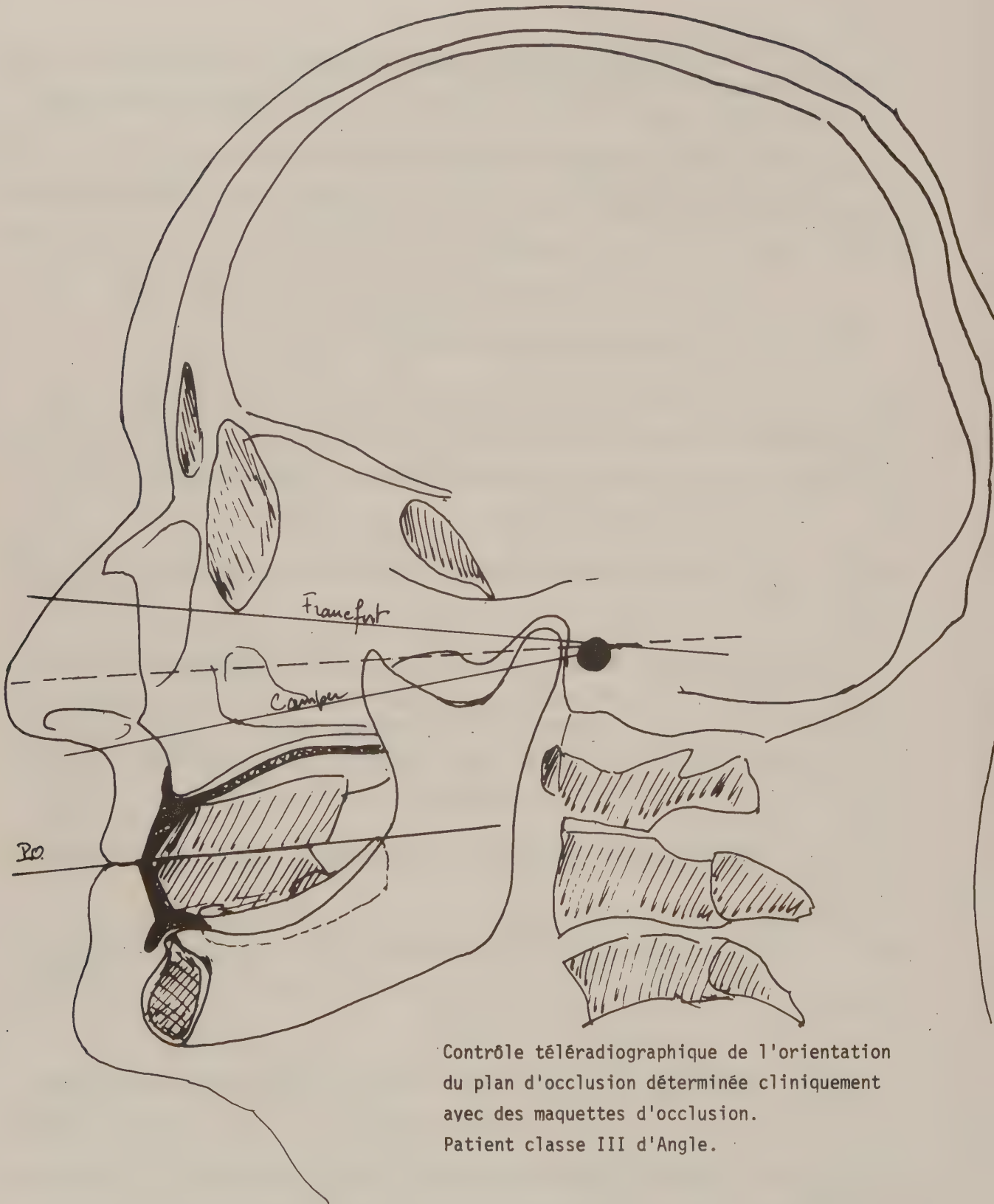
ACKERMANN résume en une phrase la globalité du problème de la relation intermaxillaire :

"L'arc gothique en conjonction avec la recherche de l'axe charnière (hinge axis) et une dimension verticale physiologique donne la vraie relation centrée" (1)

C'est celle qu'il faut rechercher et atteindre.

L'orientation du plan prothétique pourra être retenue selon les auteurs comme parallèle au plan de CAMPER qui fait un angle de 10° avec le plan de FRANCFORT.

Selon d'autres auteurs comme parallèle au plan d'ACKERMAN qui est le plan bissecteur de l'angle formé par le plan de CAMPER. Cliniquement on l'obtient en utilisant une plaque de Fox parallèle dans le plan frontal à la ligne bipupillaire



Contrôle téléradiographique de l'orientation
du plan d'occlusion déterminée cliniquement
avec des maquettes d'occlusion.
Patient classe III d'Angle.

et dans le plan sagittal par une parallèle à la ligne joignant le bas du tragus au point sous-nasal.

Les plus récentes études céphalométriques montrent que le plan d'occlusion en prothèse totale devra être orienté en tenant compte du type facial, et des variations plus ou moins accentuées des structures cranio-faciales. Les normes de F.F. SCHUDY permettent de situer ce plan plus près du plan bissecteur Camper Francfort (83) (96) (102).

Dans la mesure où le respect de la phonétique et de l'esthétique est acquis on pourra au niveau postérieur modifier l'orientation du plan dynamique, si pour le montage on se sert d'un articulatoire adaptable ou semi-adaptable réglé aux paramètres articulaires du patient.

Dans cette hypothèse, on pourra tenir compte :

- de l'orientation et de la valeur de la crête mandibulaire,
- de la distance inter-crêtes au niveau tubérosité, trigone rétromolaire,
- de l'inclinaison des trajectoires condyliennes,
- du rapport inter-alvéolaire.

Le plan d'occlusion doit se rapprocher du plan bissecteur du dièdre défini par les lignes de crêtes. Si une crête est particulièrement défavorable le plan d'occlusion devra lui être parallèle. La résultante de l'application des forces masticatrices sera le plus possible perpendiculaire aux crêtes pour éviter la composante horizontale qui solliciterait les tissus de soutien parallèlement à l'os avec un effet de laminage.

Dans la recherche de la relation intermaxillaire avec les maquettes d'occlusion, il faut tenir compte de deux phénomènes importants.

1. Le dérapage décrit par DEVIN qui se traduit par un contact complet de la surface occlusale des bourrelets pour une position de l'A.T.M. en avant de la relation centrée et par une béance incisive pour une A.T.M. en relation centrée en raison d'un contact prématuré postérieur.

2. Le phénomène physiologique de Christensen qui se manifeste par un contact égal et complet de la surface occlusale des bourrelets pour une A.T.M. en position de relation centrée et par une béance molaire et un contact antérieur pour une A.T.M. en propulsion. C'est grâce à ce dérapage, contrôlé par des cires occlusales que nous pouvons régler les articulatoires semi-adaptables dépourvus de tracé

pantographique, à savoir avec des cires en propulsion pour les pentes condyliennes et des cires en latéralité droite et gauche pour les angles de BENETT.

3.2. LE CONCEPT OCCLUSAL

Nous entendons, sous ce terme, montrer que les contacts occlusaux des dents prothétiques au cours des mouvement mandibulaires doivent satisfaire à un maître mot : Equilibre.

Pour LAURITZEN, l'occlusion idéale est celle qui permet d'accomplir toutes les fonctions physiologiques requises tout en maintenant l'intégrité parfaite de ses composants (78).

Dans cette hypothèse les sollicitations fonctionnelles sur les tissus de soutien ne dépassent pas les capacités métaboliques de résistance des tissus et le système reste en bonne santé.

- Si la stabilité des prothèses lors de la phonation dépend de la précision de l'empreinte et de la bonne dimension verticale.
- Si la stabilité des prothèses lors de la préhension des aliments et des premières phases de la trituration ainsi qu'au cours de la phonation dépend de la valeur du montage.
- La stabilité au cours des dernières phases de la trituration (dilacération et déglutition) dépend de l'équilibre terminal obtenu par meulage (RIFAUX) (127) (128).

Tout montage en prothèse totale pour être efficace et sans effet nocif doit être pensé en fonction de ces impératifs de stabilité dynamique.

C'est dans les conceptions de l'occlusion chez le denté et chez l'édenté appareillé qu'apparaissent de grandes différences liées au fait que les dents naturelles implantées dans l'os ne sont en aucun cas comparables aux dents prothétiques posées sur les tissus de soutien par l'intermédiaire des plaques bases.

En prothèse totale, le maintien à tout prix de l'équilibre occlusal, nous conduit à rechercher une occlusion bilatérale balancée dont les effets en denture

naturelle sont connus comme étant particulièrement nocifs. Cela tient au fait que les dents naturelles doivent travailler en contact intermaxillaire selon leur grand axe et être en désocclusion très rapidement dans les mouvements de latéralité aussi bien travaillants que non travaillants.

Au cours de la mastication la mandibule se déplace dans un champ fonctionnel où il y a corrélation entre :

- le plan d'occlusion,
- la pente condylienne,
- la pente incisive,
- la courbe de compensation transversale et sagittale,
- la hauteur cuspidienne.

Ces cinq facteurs constituent la clef de voûte biomécanique du montage en prothèse adjointe totale. Étudiés par HANAU dès 1928 ils furent réunis dans une même formule par THIELMAN en 1954 (OGOLNIK) (112).

La formule bien connue est la suivante :

$$\frac{TC \times TI}{OP \times OC \times HC} = \text{constante ou équilibre.}$$

Sans doute l'application de cette formule n'a rien de purement mathématique. Comment prétendre chez le vivant ainsi cerner l'équilibre ? Toutefois elle a le mérite de montrer comment et dans quel sens il faudra agir sur les variables pour obtenir une occlusion équilibrée.

Elle ne peut être utilisée qu'en prothèse totale ou en prothèse adjointe partielle subtotale à selles postérieures fortement édentées.

Elle ne doit pas être utilisée pour des thérapeutiques de réhabilitation occlusale en denture naturelle.

Dans les mouvements de latéralité du côté travaillant, les cuspides vestibulaires et linguales mandibulaires seront au contact des cuspides vestibulaires et linguales des dents du haut. Du côté balançant non travaillant ou équilibrant, un contact postérieur entre versant interne des cuspides vestibulaires des molaires inférieures et versant interne des cuspides linguales des molaires supérieures devra équilibrer l'excursion latérale du côté opposé.

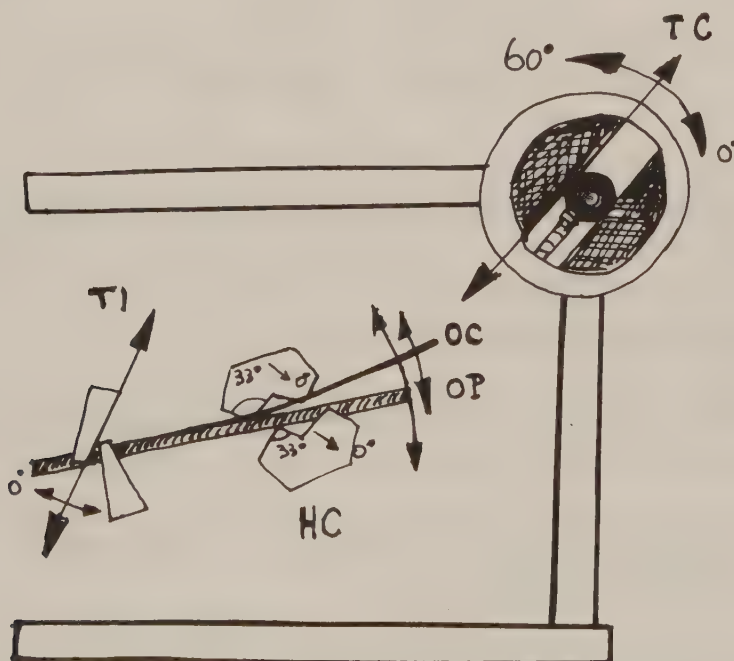
- Dans les mouvements de propulsion nécessaires à la préhension et à l'incision des aliments,
- Dans la mesure où un contact interincisif sera possible ce qui n'est pas toujours le cas en raison d'un "overjet" très important,

nous devons avoir de la position de bout à bout incisif à la position d'intercuspidation maximale en rétrusion, un trépied d'équilibre pendant le retour à I.O.P.

Ce trépied trouve son point antérieur au niveau du contact interincisif, ses points postérieurs au niveau des contacts molaires droits et gauches.

Le guidage antérieur tel qu'existant en denture naturelle sans interférences postérieures n'est pas concevable dans notre spécialité. En effet il serait générateur d'instabilité et de surcharge antérieure.

En quoi la formule du Quint de HANAU peut-elle nous être utile pour maîtriser le concept occlusal ? Nous la rappelons par le schéma suivant.



LES CINQ FACTEURS DE L'OCCLUSION

Nous analysons maintenant chacun des facteurs.

3.2.1. La trajectoire condylienne : TC

a une valeur de 0° à 40° en moyenne chez les édentés totaux. Elle sera programmée sur l'articulateur semi-adaptable soit par des cires d'enregistrement soit à l'aide de tracés pantographiques (98). Personnellement nous utilisons des cires d'enregistrement. Devant un patient présentant une TC faible ou très faible, il faudra impérativement rechercher l'importance de la propulsion car il se peut dans le cas d'une propulsion faible (inférieure à 4 mm) que l'on ait affaire à un patient présentant une pathologie articulaire importante avec pro-glissement antérieur du condyle et une pathologie condylienne et articulaire (JAUDOIN) (63) , (BENECH) (9). Ces patients en occlusion de convenance très antérieure, avec le plus souvent d'anciennes prothèses en D.V.O. sous-évaluée justifieront de l'usage de prothèses thérapeutiques transitoires avec plan de morsure qui assurent une mise en condition neuro-articulaire. Dans un délai de cinq à six semaines les pterygoïdiens externes se relâcheront, les spasmes cesseront et les condyles mandibulaires se rapprocheront de la position d'axe charnière. Au bout de ce traitement il est possible que la trajectoire condylienne soit plus inclinée ce qui justifie dès lors l'emploi de dents cuspidées. Parmi les valeurs enregistrées par les cires de propulsions, ce sont les valeurs les plus faibles qui sont affichées sur l'articulateur car ce sont celles qui objectivent le mieux les conflits des dents postérieures.

3.2.2. La trajectoire incisive : TI

est le contact existant pendant le trajet de glissement du point incisif inférieur contre les faces palatines des incisives supérieures. En prothèse totale, la position des dents antérieures supérieures est primordiale, déterminée par l'esthétique et la phonétique. La restructuration du sourire est un objectif important. En raison de la résorption de la crête mandibulaire antérieure il est souvent nécessaire pour des impératifs de stabilité de positionner les dents dans l'espace neutre langue - lèvre ce qui crée un overjet important. En conséquence, le guidage incisif disparaît en partie, ne se trouvant qu'en fin de mouvement de protrusion. Pour l'équilibration, le réglage du plateau incisif se fait sur zéro (LAURITZEN).

3.2.3. L'orientation du plan prothétique : PO

donnée approximativement par la parallèle aux plans de CAMPER ou d'ACKERMANN, ne peut subir que peu de variations. Ainsi, les travaux récents sur la recherche de l'orientation du plan d'occlusion, d'après les analyses céphalométriques tendent à montrer que la possibilité de variation du plan n'est pas aussi importante que la formule de HANAU le laisse supposer.

Pour rattraper l'équilibre, selon que l'analyse est faite selon RICKETS, SASSOUNI ou F.F. SCHUDY, l'orientation du plan ne varie que de quelques degrés seulement et il sera parfois nécessaire de créer un "overbite" incisif pour monter des dents suffisamment cuspidées derrière. En procédant ainsi on donnera au patient une intercuspidation forte et stable, position de référence spatiale au départ des excursions mandibulaires. Un contrôle dynamométrique pourra être utilisé, l'orientation du plan sera bonne quand les forces intermaxillaires développées seront les plus fortes (114).

Chez l'édenté total les déterminants horizontaux de l'occlusion ont beaucoup moins d'importance que chez le sujet denté en raison du jeu articulaire plus flou. Il importe surtout de rétablir les déterminants verticaux et la formule de THIELEMAN reste d'actualité. Dans certains cas de résorption très importante d'une crête, la crête mandibulaire le plus souvent, on orientera le plan d'occlusion le plus parallèlement possible au plan de cette dernière. Sinon, il occupera le plan bissecteur du dièdre intercrêtes.

- Trop horizontal, il provoque une béance molaire.
- Trop incliné, il amène un glissement mandibulaire.

Ses rapports avec le buccinateur (132) et avec la langue sont importants et tiennent compte de la classification d'ANGLE ; retrognathe , mesognathe et prognathe.

3.2.4. La hauteur des cuspides : HC

est liée à la formule :

$$HC = \frac{TC + TI}{2}$$

Tous les auteurs s'accordent pour reconnaître aux dents fortement cuspidées (33°) beaucoup d'avantages. En effet leur intercuspidation entre dents antagonistes est importante et les guidages qu'elles représentent vers l'intercuspidie maximale sont autant d'aides données au patient pour retrouver son occlusion centrée (OGOLNIK) (113), (HUGONIOT) (56), (SANGIUTOLO, SANCHEZ) (135).

Le montage de dents non anatomiques (SEARS, FRENCH) avec les unités équilibrantes pour les mouvements de propulsion ne présentent pas des avantages déterminants. En effet en raison de l'absence d'un guidage pluricuspidien en propulsion, la tendance au tassement du complexe ostéo-muqueux est très importante au niveau postérieur, du fait de l'inclinaison des unités postérieures équilibrantes. L'absence de blocage en intercuspidation maximale chez beaucoup de patients ainsi appareillés a tendance avec le temps à modifier la R.I.M. La mandibule glisse en avant

à la recherche d'un contact interincisif. Ceci est, nous le savons, une source de surcharge au niveau antérieur. Ce type de problèmes se rencontre très souvent chez des patients édentés totaux maxillaire ayant conservé à la mandibule leur groupe incisivo-canin et perdu leur tampon molaire le plus souvent mal compensé à la suite de tassements au niveau des selles prothétiques.

WINTER, VOELFEL et IGARASHI (155) ont démontré à la suite d'une étude pluriannuelle la résorption toujours plus faible chez les patients porteurs de prothèses totales montées avec des dents anatomiques. Un protocole de radiographies céphaliques, avec des incidences déterminées, donnant des clichés superposables dans le temps, a permis de suivre la restructuration osseuse et de comparer les dents plates à 0°, semi-anatomiques à 20° et anatomiques à 33°. La résorption a toujours été plus faible avec les dents cuspidées.

En prothèse totale, les déterminants latéraux de l'occlusion n'ont que peu d'influence par rapport à la denture naturelle en raison le plus souvent d'une laxité de capsules articulaires et des ligaments (OGOLNIK) (112).

Il est plus important de donner au patient une position d'intercuspidation maximale stable en relation centrée qu'un guidage latéral parfaitement adapté à sa cinématique mandibulaire, guidage obtenu par un meulage qui ouvre latéralement ce que les cuspides ont pour mission de bloquer précisément en centrée donc priorité ici encore aux déterminaux verticaux.

3.2.5. La profondeur de la courbe d'occlusion : OC (30)

sur laquelle nous allons pouvoir jouer effectivement pour équilibrer notre propulsion et le retour de la mandibule vers le THIOP de LAURITZEN et des gnathologistes. Nous pouvons nous retrouver dans trois situations en partant de la propulsion :

1. Le contact interincisif se maintient ainsi que le contact postérieur pendant tout le trajet de rétrusion.
Conclusion : la courbe de compensation est satisfaisante dans sa forme et en harmonie avec les autres éléments de la formule.
2. Le contact interincisif se maintient pendant tout le trajet de rétrusion. Le contact postérieur ne se maintient pas. Il y a une béance molaire.
Conclusion : la courbe de compensation n'est pas suffisante. On peut soit augmenter sa profondeur en remontant les dents les plus distales, soit changer les dents postérieures si elles ne sont pas assez cuspidées, soit vérifier si l'overbite n'est pas trop important et diminuer

le guidage incisif en excès, par meulage soit des bords libres face palatine pour les incisives du haut soit face vestibulaire pour le bas.

3. Le contact interincisif n'existe pas en propulsion. Il y a béance incisive. Seuls les contacts postérieurs se maintiennent pendant la rétrusion.

Conclusion : La courbe de compensation est trop forte,
La hauteur des cuspides trop grande,
L'overbite insuffisant pour la courbe et la hauteur cuspidienne donnée.

Il convient de modifier la courbe de compensation en diminuant sa profondeur, éventuellement de monter les dents moins cuspidées.

On peut tirer de tout ceci une conclusion pratique applicable à des patients dont le guidage condylien est faible voire nul, ce qui traduit, soit une cavité glénoïde aplatie, soit un condyle en position basse. C'est une explication plus plausible en raison des altérations capsulaires et articulaires, plus fréquentes. Ce type de patient classiquement devrait être appareillé avec des dents plates à 0° avec l'inconvénient que cela peut représenter pour la conservation d'une position d'intercuspidation stable. En rétablissant un guidage incisif approprié, au moins pendant une partie du trajet protrusion rétrusion, on peut monter des dents postérieures cuspidées qui par leur contact en propulsion viendront remplacer le guidage condylien défaillant et donneront en même temps une position d'occlusion centrée stable.

Pour les montages en classe III, les problèmes sont simplifiés. Les mouvements mandibulaires sont le plus souvent limités à des cycles ouverture, fermeture sans propulsion et du fait du montage croisé, on a plus de contact du côté non travaillant que travaillant.

Si la réalisation prothétique est construite sur un articulatoire simplifié type Gysi New Simplex ou Free plane, la courbe d'occlusion sera satisfaisante dans presque tous les cas, si elle s'inspire de la ligne de crête mandibulaire.

On peut penser a priori que la résorption de la crête se fait parallèlement aux faces occlusales des dents extraites. C'est pourquoi nous demandons toujours

au technicien de tracer sa projection sur les bords du modèle inférieur avec un compas de Gerber et d'en tenir compte pendant le montage. Les cuspides mésiovestibulaires des 36 et 46 seront placées en regard du point le plus déclive de cette ligne de crête. Selon la classe d'Angle considérée, nous sommes amenés le plus souvent pour respecter le montage du groupe incisivo-canin du bas dans l'aire de sustentation, à supprimer certaines dents du montage à la mandibule et/ou à appliquer la règle d'ACKERMANN des trois H (Hétéronombre, Hétéromorphie, Hétéroposition). Le choix de la largeur des dents sera fait de telle façon que jamais la face distale des dents les plus postérieures n'empiète sur la zone tubérositaire et sur le trigone rétromolaire (1).

CHAPITRE IV

L'EQUILIBRATION PROTHETIQUE

L'équilibration est une étape fondamentale dans le traitement prothétique. En aucun cas elle ne saurait être évitée.

Elle est obligatoire car elle permet de corriger les légères variations du montage survenues pendant la polymérisation des prothèses. Elle améliore donc leurs qualités mécaniques.

Elle est obligatoire car elle permet d'augmenter la rétention et la stabilité des bases. Elle est donc un facteur important qui facilite l'intégration fonctionnelle des appareils et qui influence à terme l'intégrité tissulaire des tissus de soutien.

4.1. SES OBJECTIFS

Pour LEJOYEUX l'équilibration doit se décomposer en deux étapes (80) (81). L'équilibration immédiate a un quadruple objectif.

1. Maintenir le volume, l'épaisseur et le modelé des tissus de support dans un état identique à celui initial saisi par les empreintes.
2. Préserver la qualité de l'adhésion créée au stade des empreintes.
3. Assurer la permanence de l'épaisseur du film salivaire.
4. Ne pas permettre la création de nouveaux réflexes erronés de positionnement mandibulaire.

L'équilibration secondaire faite ultérieurement doit pallier les modifications ressenties par le patient au niveau de la rétention et de la diminution fonctionnelle de la stabilité.

- Pour ISMAIL, le principal objectif est d'établir une occlusion fonctionnelle prothétique qui soit en harmonie avec les contrôles physiologiques et

anatomiques du système stomatognathique dans "la paix" neuroarticulaire et neuromusculaire (60).

- Pour GOUMY c'est la rétention qui est améliorée par une équilibration de type gnathologique avec une occlusion balancée qui améliore le film salivaire capillaire (46).

L'équilibration apparaît donc comme un facteur important du traitement, mais ce n'est pas la panacée qui peut compenser les insuffisances des temps précédents. Elle couronne les efforts consentis tout au long de la réalisation prothétique.

Elle n'apporte que des améliorations de détail au niveau de la surface occlusale de contact entre les prothèses maxillaire et mandibulaire (RIFAUX) (127).

Nous avons insisté dans l'énoncé du concept occlusal sur l'influence du montage et du choix des dents sur l'avenir tissulaire subprothétique.

L'équilibration a pour but de parfaire le montage, donc la relation occlusale du patient en corrigeant les déformations consécutives à la polymérisation, au démouflage, au polissage. De même elle permet de corriger ce que le montage en cire dans ce qu'il a de malléable n'aura pas permis de voir.

Pour apprécier la nécessité de l'équilibration, il suffit de pratiquer le test suivant .

1. Les prothèses terminées sont introduites en bouche et on demande au patient de ne pas amener les dents au contact.
2. La pulpe de l'index gauche et du pouce gauche de l'opérateur est appliquée sur les faces vestibulaires des dents supérieures 17-16-15-14/24-25-26-27 en laissant dépasser les doigts vers l'interligne occlusal.
3. De la main droite la mandibule en relation centrée est guidée en fermeture jusqu'au premier contact ressenti par le patient auquel il est demandé ensuite de serrer les dents jusqu'à l'intercuspidie maximale. Il est exceptionnel qu'au cours de l'articulé des faces occlusales, un déplacement ne soit pas perçu par la pulpe des doigts au contact des faces vestibulaires supérieures et inférieures.

L'équilibration primaire a pour but de modifier la qualité de ce contact par l'élimination des prématurités. En effet, les prématurités sont une source de surcharge tissulaire que les retouches des bases ne peuvent corriger. Elles induisent la résorption osseuse et provoquent des micro-déplacements prothétiques qui développent des forces de laminage sur les tissus mous.

Les interférences dans les mouvements excentrés peuvent être corrigées en diduction et propulsion par l'équilibration primaire.

- Pour SPIRGI les différentes conceptions dans l'équilibration peuvent être évoquées en relation avec le type de dents prothétiques utilisées, anatomiques ou non anatomiques (142).

Avec les dents non anatomiques, on peut établir :

- une occlusion centrée équilibrée instable et une occlusion excentrée non équilibrée, instable,
- ou une occlusion centrée équilibrée instable et une occlusion excentrée équilibré stable.

L'occlusion centrée est nécessairement instable avec les dents non anatomiques plates (SEARS, MEYERSON) par défaut de relation cuspid - fosse. Par contre, on peut stabiliser l'occlusion excentrée par l'orientation des forces occlusales selon la courbe de MONSON ou WILSON.

Pour nous l'occlusion centrée stable a autant d'importance sinon plus que l'occlusion excentrée stable.

Seules les dents anatomiques permettent de l'obtenir par la permanence des relations cuspides-fosses et cuspides-embrasures. Avec ce type de dents pour SPIRGI, les forces interocclusales doivent être dirigées vers l'intérieur des crêtes mucco-osseuses supérieures et inférieures et l'occlusion centrée stable doit être obtenue sur les dents postérieures sans contacts antérieurs.

Pour l'occlusion excentrée stable ou instable, la majorité des auteurs se rallient à l'occlusion excentrée stable, du type bilatérale balancée.

Pour la grande majorité des patients celle-ci est bénéfique :

- la stabilité fonctionnelle est améliorée,
- les excursions latérales et en propulsion sont harmonieuses,
- les pressions fonctionnelles sont bien réparties et la résorption osseuse est amoindrie,
- les patients ont une grande sensation d'efficacité masticatrice et de confort.

Le seul inconvénient que l'on puisse trouver à cette occlusion bilatérale balancée est la tendance à la bruxomanie qu'elle permet grâce à l'étendue des contacts. Les patients doivent être instruits du risque que cela représente pour leurs tissus de soutien, ils doivent éviter de jouer avec leurs prothèses et de toute façon doivent déposer celles-ci la nuit, ce qui permet le repos tissulaire quotidien de huit heures.

Pour une minorité de patients pour lesquels la localisation de l'Hinge Axis (Axe Charnière) est impossible, on peut accepter une occlusion centrée stable et une occlusion excentrée non équilibrée. DEVAN prétend que hors la fonction, les contacts dentaires ne sont pas suffisamment forts pour provoquer la perte de rétention, alors que pendant la mastication l'interposition du bol alimentaire ne permet pas d'équilibrer l'occlusion.

Pour PASTANT l'occlusion en intercuspidie est recherchée dans la déglutition.

Pour notre part, le choix idéal est l'occlusion bilatérale balancée, avec des dents anatomiques, gage de stabilité d'une occlusion en intercuspidie maximale forte, servant de position spatiale de référence pour le patient.

4.2. SES MOYENS

Pour réaliser l'équilibration il faut en tout premier lieu se servir d'un articulateur.

4.2.1. Articulateur géométrique

La simplicité peut-elle se concilier l'efficacité ?

Pour les cas les plus simples une équilibration acceptable pourra être conduite sur un articulateur géométrique tel que le New Simplex de GYSI ou le Free Plane.

Le repositionnement des appareils pourra être réalisé au laboratoire par l'intermédiaire de clefs en plâtre confectionnées avant la mise en moufle par fermeture de l'articulateur. Une équilibration préliminaire permet de contrôler et de rectifier les modifications consécutives au temps technique polymérisation et polissage.

Le jour de l'insertion nous réalisons l'équilibration primaire (SCHOENDORFF) (138). Si l'étape précédente a été effectuée, il suffit de prendre un articulé de TENCH pour repositionner la prothèse mandibulaire en occlusion centrée avec l'appareil supérieur. Si les prothèses arrivent du laboratoire sans socle en plâtre et l'appareil maxillaire non solidaire du bras supérieur de l'articulateur, avec la table de montage il sera aisé de réaliser cette première étape.

On procède pour les autres opérations comme précédemment.

Que peut-on corriger avec ce type d'articulateur ?

1. Les prématurités en intercuspidie maximale.

La recherche s'effectue au moyen de toiles à articuler (Type ruban de machine imprimante de couleur rouge, verte et bleue).

Les corrections s'effectuent par meulage en conservant les cuspides support de centrée et en approfondissant les fosses antagonistes. Les versants défectueux mésiaux supérieurs et distaux inférieurs responsables d'un pro-glissement sont corrigés.

Les cuspides support en prématurité ne seront retouchées que si elles interfèrent aussi en latéralité et en propulsion.

La vérification avec des strips très fins en cellophane permet d'apprécier par traction entre les dents, la précision et l'égalité des contacts, articulateur fermé sans pression.

2. Les interférences en diduction et en propulsion.

Avec un articulateur géométrique il s'agit plus d'une harmonisation occlusale sur articulateur que d'une véritable équilibration.

Les interférences grossières souvent rencontrées au niveau des canines inférieures sont corrigées, les passages en latéralité sont adoucis en respectant les règles du "BU LL" (Buccal Upper ou cuspides vestibulaires supérieures) (Lingual Lower ou cuspides linguales inférieures).

Les articulateurs géométriques ayant des pentes condylaires faibles, les

corrections conduites en latéralité sont efficaces car c'est avec des pentes condyliennes faibles que les conflits postérieurs sont les plus importants. On peut donc en corroborant par l'examen direct de la cinématique mandibulaire du patient, rétablir une harmonisation de ses contacts lui permettant des mouvements excentrés stables et sans accrocs.

La propulsion est corrigée "à vue" en tenant compte des facteurs esthétiques et morphologiques du patient, du surplomb incisif vertical (overbite). Les incisives inférieures sont corrigées vestibulairement et les incisives supérieures lingualement.

Les retouches effectuées sur les dents (porcelaine) sont soigneusement repolies pour éviter une usure trop rapide.

4.2.2. Articulateurs physiologiques . Adaptabilité et efficience

Les articulateurs semi-adaptables ou adaptables rivalisent bien souvent d'innovations techniques pour essayer de reproduire l'anatomie humaine et la cinématique mandibulaire.

Nous pensons quant à nous que la mise en oeuvre de certains articulateurs, séduisants par ailleurs pour leur conception, est purement un acte d'école que l'omnipraticien n'aura ni le temps, ni le loisir d'utiliser pour rendre service à ses patients.

Pour nos équilibrations secondaires élaborées nous utilisons la technique enseignée par LAURITZEN dont nous avons pu suivre l'enseignement post-universitaire.

Sa méthode d'enseignement et ses capacités de démonstration, l'expérience que nous avons acquise en pratique de cette technique nous ont convaincu que les avantages qu'elle apporte au patient ne sont pas contre-balancés par une réalisation trop longue ni sophistiquée. Enfin, la possibilité de pouvoir se référer pendant toute l'exécution de l'équilibration, au manuel d'application permet de se laisser guider aisément sans défaillance de mémoire (78).

La minutie des divers temps de travail et la vérification constante sont les gages d'une qualité soutenue et de la permanence des résultats acquis au cours de l'équilibration.

Sans entrer dans le détail de cette technique nous pensons utile de rappeler toutefois qu'il faut réaliser successivement :

- la réalisation de doubles bases engrenées (Split cast),
- la localisation de l'Axe charnière,
- le transfert du modèle supérieur sur l'articulateur,
- la mise en articulateur du modèle inférieur en relation centrée,
- le réglage de l'articulateur, avec affichage des pentes condylaires, et angle de BENETT aux paramètres du patient,
- les meulages en respectant la conception gnathologique.

Le temps passé auprès du patient, la technique qu'il peut voir se dérouler sous ses yeux, et la sensation améliorée qu'il aura de ses prothèses, lui feront comprendre l'intérêt que nous portons à son infirmité et apprécier les efforts déployés pour améliorer son handicap.

L'équilibration secondaire doit intervenir, environ deux à trois semaines, après l'équilibration primaire de l'insertion, quand les tissus de soutien se sont mis en place sous les bases prothétiques (LEJOYEUX) (80) (81).

Elle devrait être reprise annuellement pour permettre une surveillance active de l'édenté total harmonieusement appareillé.

Elle vise aux mêmes corrections que l'équilibration primaire, prématurités éventuelles, excursion mandibulaire équilibrée en dehors de la centrée.

Elle permet, en particulier, d'améliorer les propulsions. En connaissant la pente condylienne du patient, enregistrée au cours des mouvements protrusifs avec le Benett individuel, elle corrige et répartit les forces sur l'ensemble des contacts protrusifs en évitant la surcharge incisive et molaire du trépied d'équilibre classique qui est nocive pour les tissus sous-jacents.

Elle permet, en sculptant les dents d'une façon anatomique d'aménager des rigoles pour l'échappement alimentaire et évite le passage des débris alimentaires sous les bases prothétiques en particulier à la mandibule en améliorant l'adhésion. Ceci n'est possible que par un réglage du Benett.

C'est donc une véritable technique à visée thérapeutique dont nous disposons pour soulager l'édenté. Elle ne devrait pas être une thérapeutique d'exception.

TROISIEME PARTIE

EXPERIMENTATION

- Introduction
- Chapitre I - Physique de l'empreinte
- Chapitre II - Les matériaux à empreintes
- Chapitre III- Expérimentation
- Conclusion

INTRODUCTION

Dans la partie expérimentale qui commence ici, nous désirons nous attacher à l'étude des matériaux à empreintes les plus couramment utilisés, mis à notre disposition par les fabricants pour réaliser les empreintes chez l'édenté total.

Nous avons cherché à définir un protocole expérimental qui permette d'analyser le comportement des matériaux à empreintes par un couplage avec un système à caractère visco-élastique simulant la muqueuse pendant la prise d'empreinte.

Cette partie est donc bien dans la continuité des deux autres dont la nécessité s'est faite sentir pour une meilleure approche expérimentale.

- Dans la première partie de notre travail, notre souhait a été de montrer que la connaissance du comportement du support ostéomuqueux est un élément fondamental pour un traitement rationnel et efficace de l'édentation totale.

- Dans la deuxième partie, clinique, nous avons cherché à mettre en lumière les données techniques et pratiques sur lesquelles s'appuie notre thérapeutique.

L'odontologiste est amené à prendre des empreintes pour plusieurs types de travaux de prothèse. Il est souhaitable qu'il puisse adapter le choix des matériaux au cas prothétique considéré. Il apparaît nécessaire de faire la distinction entre les empreintes qui seront élaborées en prothèse conjointe, et en prothèse adjointe partielle et totale.

- En prothèse conjointe, l'impératif d'empreintes est double.

L'empreinte doit tout d'abord présenter une qualité de reproduction aussi fine que possible des surfaces des préparations coronnaires qui permet la réalisation au laboratoire d'une pièce coulée reproduisant tous les détails de la taille. Cette qualité est liée à un abaissement de la tension superficielle qui permet au film d'empreinte d'épouser toutes les particularités de la surface.

L'empreinte doit avoir ensuite, une stabilité dimensionnelle très grande sans expansion ni retrait avec le minimum de variation permettant une grande souplesse d'utilisation et le différé éventuel de la coulée des empreintes. Cette

qualité permet d'obtenir une pièce prothétique précise en volume et épousant parfaitement la préparation.

Cette faculté est liée à la nature des matériaux, à la réaction physico-chimique de la prise, et soumise à des variations dans le temps. C'est un sujet d'études depuis longtemps pour la profession. BUGUGNANI par la Rhéologie d'une part, PIREL par l'Holographie d'autre part, ont récemment étudié certains matériaux "Elastomères" et montré que la technique de manipulation n'est pas sans influence sur le résultat final et que les problèmes de stabilité dimensionnelle sont très importants pour les préparations coulées.

- En prothèse adjointe partielle, il est possible d'affirmer que les qualités demandées aux matériaux pour la prothèse conjointe sont propres à satisfaire les praticiens pour tout ce qui concerne les segments dentés qui supportent les crochets et les appuis coronnaires, en bref les moyens d'ancrages du châssis. Pour les prothèses adjointes partielles encastrées nos exigences peuvent s'en tenir à ses qualités car la charge occlusale infligée aux selles édentées sera entièrement reportée sur les dents supports. Le contact ostéomuqueux des selles est a fonctionnel ou peu fonctionnel.

Par contre, si l'édentation est très importante, il faut envisager un support ostéomuqueux pour soulager le stress sur la denture résiduelle. Dans ce cas l'empreinte en plus des qualités définies ci-dessus doit être analytique et traduire le comportement visco-élastique des zones d'appui. Un traitement réussi doit permettre un travail harmonieux du châssis et des selles en respectant la différence visco-élastique du desmodonte des dents support et des crêtes édentées. (1/10 de mm pour le desmodonte, 4/10 à 2 mm pour la muqueuse support).

Pour parvenir à ce résultat, il convient de prendre une empreinte en deux temps, d'abord anatomique du secteur denté pour la réalisation du châssis, ensuite anatomofonctionnelle des selles sous pression occlusale.

Il est possible également d'exploiter le châssis pour réaliser une mise en condition tissulaire au niveau des selles en extension et préparer ainsi "in situ" le volume et l'extension des selles (IPSA) (59).

La conception et la réalisation de la prothèse doit tenir compte de l'amélioration apportée par les liaisons élastiques entre châssis et selles de substitution comme NALLY l'a démontré, seule et véritable possibilité de concilier et de respecter les impératifs biologiques et biomécaniques des divers constituants (NALLY) (105).

Les matériaux utilisés pour ces empreintes en deux temps sont le plus souvent différents et s'ils appartiennent à la même famille chimique, modifiés dans leurs propriétés physiques pour pouvoir satisfaire aux objectifs demandés.

- En prothèse adjointe totale, les matériaux à empreintes doivent donner une reproduction suffisante des détails muqueux mais aussi apprécier les variations du comportement muqueux. L'idéal serait d'avoir un matériau d'empreinte tel que la reproduction de surface soit le reflet de l'anatomie modifiée par l'expression physiologique de l'effacement muqueux sous la charge.

Le comportement de la prothèse a cet effet pendant la mastication et la déglutition. Pour obtenir ce résultat, la technique d'empreinte classique préconise une procédure double. D'abord vient la réalisation d'un porte-empreinte individuel, reflet de l'empreinte primaire prise avec un matériau aux caractéristiques données. Ensuite l'empreinte secondaire est réalisée à la fois par le porte-empreinte individuel dont le contact et l'action sur les tissus de soutien peuvent ne pas être indifférents et par le second matériau ayant des caractéristiques physiques propres.

Bien que fonction de l'état clinique de la muqueuse subprothétique, d'une manière habituelle le porte-empreinte individuel issu de l'empreinte primaire assure la mise en place tissulaire et l'empreinte secondaire révèle les détails anatomiques.

Les remarques préliminaires étant faites, nous étudierons successivement la physique de l'empreinte en prothèse totale, puis les matériaux à empreintes. Les deux expérimentations réalisées au laboratoire de mécanique des milieux continus de l'Institut de Mécanique de Grenoble seront présentées ensuite.

L'interprétation des résultats expérimentaux, une critique et quelques perspectives d'avenir précèdent la conclusion.

CHAPITRE I

PHYSIQUE DE L'EMPREINTE

1.1. GENERALITES

Les points qui vont être développés ici concernent tous les matériaux à empreintes que l'on peut classer ici en deux groupes.

1. Ceux qui réalisent le résultat final de l'empreinte par un changement de phase tels que les pâtes thermoplastiques qui durcissent par abaissement de la température (Xantigen, Adheseal, X3N) ou les hydrocolloïdes réversibles.

2. Ceux qui réalisent l'empreinte par une réaction de prise physico-chimique qui les fait changer d'état :

- soit par mélange du matériau avec de l'eau, cas des hydrocolloïdes irréversibles ou des plâtres à empreintes,
- soit par un mélange de deux composants, matériau de base et réactif, mélange qui entraîne la réaction de prise :
 - * c'est le cas des pâtes Eugenol ZnO type : Impression paste de S.S. White
 - * c'est le cas des élastomères dont une grande variété existe sur le marché : thiocols, silicones (par condensation ou addition), etc...
 - * c'est le cas également des résines à prise retardée dont l'apparition récente a permis de définir de nouveaux protocoles thérapeutiques.

1.2. MISE EN OEUVRE DE L'EMPREINTE

La mise en oeuvre de l'empreinte induit une modification formelle de la masse d'empreinte dont la répartition volumétrique dans le porte-empreinte avant l'empreinte doit être considérée, physiquement, comme aléatoire et arbitraire, bien que répondant à des nécessités pratiques pour éviter les manques de matériau dans l'empreinte.

Emprisonnée entre le porte-empreinte qui la supporte et la surface buccale à mouler, la masse d'empreinte, sous la pression exercée par l'opérateur ou le patient, selon le cas, va se modifier au contact des tissus de soutien, les

épousant et fouillant le détail anatomique, puis va s'écouler vers la périphérie du porte-empreinte avec une vitesse de déformation et un écoulement qui sont fonction de plusieurs facteurs :

- 1) la pression exercée,
- 2) le matériau utilisé et son comportement rhéologique, sa viscosité, sa tension superficielle, sa thixotropie et sa réaction de prise,
- 3) l'étendue et les particularités des surfaces à mouler,
- 4) la présence d'un agent mouillant.

Ces quatre facteurs sont ceux qui apparaissent au cours de l'empreinte. Après la désinsertion de l'empreinte, d'autres facteurs se manifestent, toujours importants pour le résultat final, à savoir :

Dureté, Fidélité de reproduction, Densité, et retour élastique qui influe sur la stabilité dimensionnelle. (DEYROLLES) (35), (PIREL) (124) (BUGUGNANI) (20 - 21).

Pour notre part, nous laisserons l'étude de ces points précis dans l'ombre, nous contentant de signaler que pour tous les matériaux, ces divers aspects ont été étudiés par de nombreux auteurs, et que l'A.D.A. a fixé des spécifications pour l'ensemble des matériaux à empreintes utilisés en Art dentaire.

Nous nous attacherons par contre aux quatre facteurs énoncés d'abord.

1.2.1. La pression exercée

Il est difficile de déterminer les pressions à développer pour la prise d'empreinte. D'une part elles sont affaires de clinicien, selon le type d'empreinte recherchée et toujours liées à la plasticité des matériaux ce qui ne permet pas de quantifier a priori la force à exercer.

Toutefois pour objectiver un peu mieux les valeurs possibles, nous avons repris l'analyse faite par LALLICH dans sa thèse sur l'intégrité tissulaire et l'étude des forces développées par les patients appareillés dans les meilleures conditions.

La prise d'empreinte peut être laissée à la seule initiative du praticien qui conduit le traitement, mais aussi être réalisée avec la complicité du patient qui va déterminer le modelé de l'empreinte par le développement d'une pression occlusale.

LALLICH (72) a étudié le diagramme des forces développées par 30 sujets appareillés dont l'âge varie de 42 à 82 ans avec 15 personnes de 65 à 82 ans, 13 personnes de 50 à 65 ans et 2 personnes de 42 à 50 ans.

L'auteur a défini une force moyenne en fonction du temps et une force maximale instantanée ce qui permet d'apprécier la puissance maximale très courte et la capacité totale. Nous en retirons le tableau suivant.

Valeur force Kgf	Nombre de patients concernés	
	Force moyenne	Force maximum instantanée
moins de 5 kgf	1	1
de 5 à 10 kgf	5	1
de 10 à 15 kgf	4	4
de 15 à 20 kgf	10	3
de 20 à 25 kgf	3	4
de 25 à 30 kgf	4	6
de 30 à 35 kgf	1	4
de 35 à 40 kgf	2	3
de 40 à 45 kgf	0	0
de 45 à 50 kgf	0	1
de 50 à 60 kgf	0	2
de 60 à 70 kgf	0	1

La force moyenne nous paraît la plus significative, nous constatons qu'entre 10 et 30 kgf se situent 21 patients, c'est-à-dire 70 % de l'échantillon considéré, dont 10 sujets dans la fourchette 15 à 20 kilos.

La moyenne de la force moyenne globale est de 18,28 kgf et la moyenne de la force maximale instantanée de 28,35 kgf.

Si l'on prend comme base de calcul une surface d'environ 25 cm² pour la prothèse maxillaire et de 20 cm² pour la mandibulaire on peut définir une pres-

sion de :

- 0,731 kgf/cm² pour le maxillaire en force moyenne
- 0,914 kgf/cm² pour le mandibule en force moyenne
- 1,134 kgf/cm² pour le maxillaire en force maximale
- 1,417 kgf/cm² pour le mandibule en force maximale instantanée.

La force développée pendant la prise d'empreinte en l'absence de toute interférence nocive du porte-empreinte avec les tissus sous-jacents ce qui dépasserait de loin le seuil des modifications douloureuses, pourra s'inspirer des moyennes trouvées tout en gardant à l'esprit qu'il paraît indispensable de conserver une couche uniforme de matériau à empreinte sur toute la surface du P.E. En utilisant des matériaux plus ou moins visqueux, nous pensons qu'il est possible de coupler l'écoulement du matériau à la dépression visco-élastique de la muqueuse.

1.2.2. Le matériau et son comportement rhéologique

La viscosité d'un matériau quelconque, fluide, se manifeste par une difficulté plus ou moins grande de glissement des molécules entre elles ou entre plans moléculaires parallèles entre eux. Elle apparaît comme étant la résistance d'un liquide ou d'un fluide visqueux à un écoulement uniforme et sans turbulence.

Au cours de l'empreinte, la masse d'empreinte est soumise à des contraintes qui entraînent une déformation du matériau. L'étude de la relation du comportement : "contrainte-déformation" relève de la Rhéologie (126 bis). Cette science de l'écoulement a été baptisée ainsi en 1928 (du grec rhéon : s'écouler), et comporte trois types d'études :

- expérimentales qui déterminent les relations de comportement,
- structurales qui expliquent les relations observées à partir de la structure des matériaux,
- théoriques enfin qui cherchent à définir les équations de comportement des matériaux.

Le besoin d'une science nouvelle s'est fait sentir pour pallier l'immense lacune dans la connaissance du comportement des matériaux pâteux, des suspensions et des polymères que les schémas de HOOKE et de NEWTON ne permettaient pas de comprendre.

En effet, les équations sur le solide élastique de HOOKE et la mécanique du fluide parfait ou visqueux newtonien étaient inadéquates pour ce type de

matériaux très divers parmi lesquels on peut placer entre autres les élastomères, les alginates, les hydrocolloïdes, les pâtes thermoplastiques, les plâtres donc pratiquement tous les matériaux à empreinte. La rhéologie s'applique à de nombreux débouchés industriels (métallurgie, verre filé, peintures, polymères, etc...).

Le comportement visqueux répond à la définition suivante :

"Soit un liquide qui s'écoule par filets parallèles à Ox , la vitesse u étant fonction de l'ordonnée y . Dans ce cas, sur les facettes normales à Oy , il existe, en plus de la pression normale p , une cission τ , fonction de $\frac{\partial u}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{d\xi}{dt} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \xi}{\partial y} \right)$ ξ étant le déplacement parallèle à Ox ($\xi = u(y) \cdot t$). $\frac{\partial \xi}{\partial y}$ est une déformation (appelée distorsion) et $\frac{\partial u}{\partial y}$ est une vitesse de déformation (vitesse de distorsion)

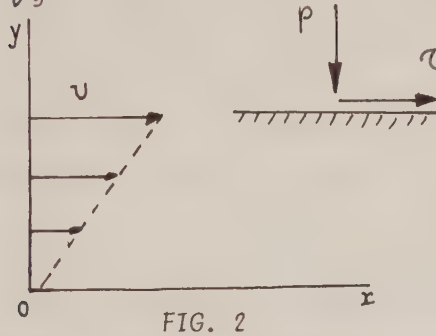


FIG. 2

On a donc ici une relation biunivoque :

$$Q = f(\dot{q}), \text{ où } \dot{q} = \frac{dq}{dt}$$

entre la contrainte et la vitesse de déformation, ce qui caractérise le comportement dit visqueux pur. L'amortisseur à huile est le modèle d'un tel comportement.

Si la relation est linéaire : $Q = \eta \dot{q}$ (fig. 3, a) la viscosité est dite newtonienne. η est le coefficient de viscosité. Dans le cas contraire, la viscosité est dite anormale.

Le fluide est dit pseudoplastique dans le cas de la courbe b, épaississant dans le cas de la courbe c (fig. 3). "

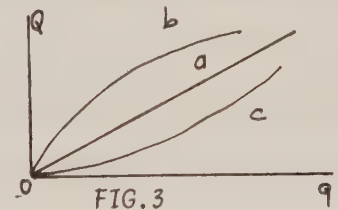


FIG. 3

(MANDEL in La Rhéologie) (126 bis)

Le comportement des matériaux à empreintes sera toujours durcissant puisqu'au cours de l'empreinte, le matériau prend : sa viscosité initiale augmente jusqu'à un état solide non visqueux qui permet le retrait de l'empreinte.

A ce moment là, le matériau devenu "solide élastique" permet la désinsertion mais celle-ci s'accompagne parfois avec certains matériaux d'une déformation plastique ou d'une fracture car le seuil élastique est dépassé (c'est le cas

en particulier, du plâtre qui casse au niveau des saillants osseux en contre-dépouille ou des pâtes à l'oxyde de zinc qui se déforment dans des conditions identiques ...) Un très bon retour élastique pour un matériau à empreintes est une qualité fondamentale. L'absence de relaxation également.

"La viscosité est la propriété physique impliquant une dépendance entre les contraintes et les vitesses de déformation . "

L'unité de viscosité s'appelle la poise Po. Elle se définit comme étant :

La viscosité μ d'un liquide sur lequel il faut appliquer une contrainte tangentielle τ d'une dyne par cm^2 pour maintenir une différence de vitesse "du" de un cm par seconde entre deux plans parallèles écartés l'un de l'autre de "dy" = 1 cm.

Son équation s'écrit :

$$\mu = \tau \cdot \frac{dy}{du}$$

Elle a pour dimension :

$$\mu \Rightarrow \frac{M L T^{-2}}{L^2} \cdot \frac{L}{L T^{-1}} = M L^{-1} T^{-1}$$

Pour fixer un ordre de grandeur, la viscosité de l'eau à 20°C est de 10^{-2} poise.

Le comportement rhéologique des matériaux est aussi fonction de la température et de la notion "solide fluide", chaque matériau réel se situant entre le cristal parfait dans lequel les atomes conservent leur place respective et le fluide idéal dans lequel les molécules se déplacent librement les unes par rapport aux autres. De fait, c'est donc tous les corps existants qui peuvent relever de la rhéologie.

Sur le marché ces dernières années sont apparus des matériaux à caractère thixotropique.

Par définition, la thixotropie est la propriété d'un gel de se liquéfier par agitation ou sous la contrainte. On explique ce phénomène en disant que la structure initiale est détruite par un écoulement ou une contrainte, ce qui provoque la rupture des liaisons intermoléculaires. Après suppression de la force de contrainte et après une période de repos, le corps reprend ses propriétés initiales et reconstitue sa structure.

La thixotropie se rencontre donc dans le passage d'un gel en solution colloïdale et retour au gel. Le phénomène s'accompagne très fréquemment d'hystérésis qui traduit une non-concordance entre la courbe de liquéfaction et celle de gélification.

De même les suspensions d'argiles, les boues, les sables mouillés sont thixotropes. La thixotropie est recherchée pour les peintures qui remuées et brossées ont une bonne fluidité permettant une application facile tandis qu'au repos elles acquièrent une viscosité croissante qui les empêche de couler.

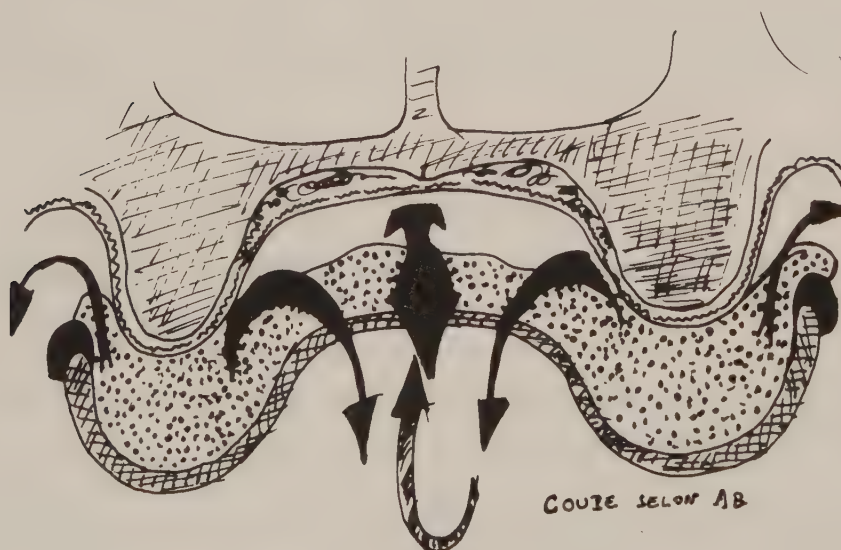
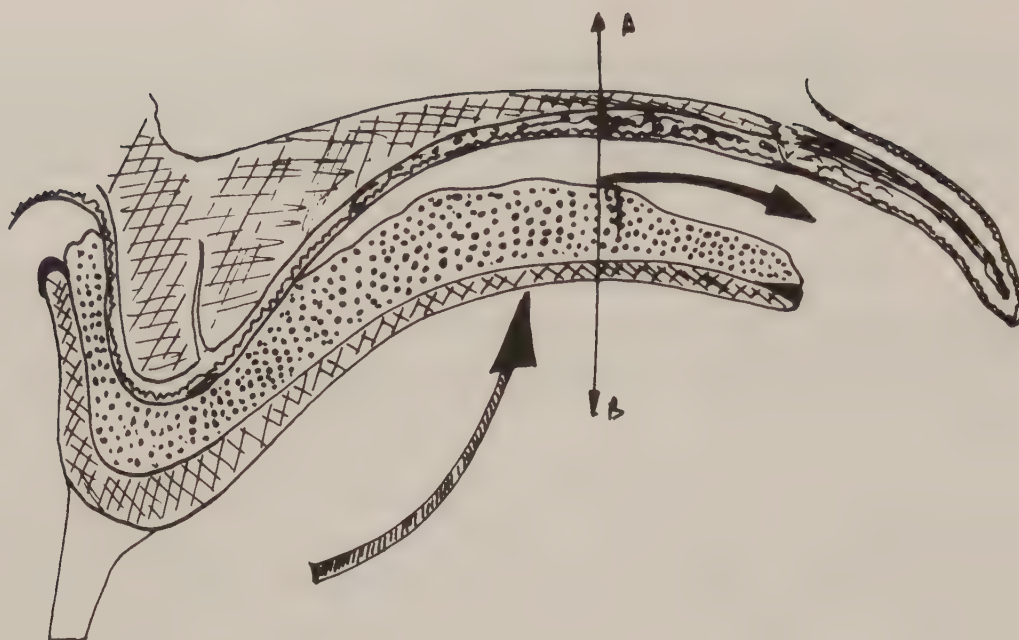
De même pour les matériaux à empreintes, c'est un avantage important car le garnissage du P.E. est aisé, le matériau ne coule pas ce qui facilite l'insertion en bouche, plus agréable pour le patient. Ce matériau ne commence à fluer que sous la pression de mise en forme. Cet aspect est le seul qui puisse être appliqué aux matériaux thixotropes, la prise en intervenant annule complètement cette qualité. En fait, ils ne sont pas thixotropes au sens défini plus haut. Ce sont des matériaux qui répondent à la définition du corps de BINGHAM. Ces corps ne commencent à s'écouler qu'au delà d'un certain seuil de contrainte (PERSOZ) (120).

1.2.3. Etendues et particularités des surfaces à mouler

A l'étendue des surfaces à mouler est liée la friction entre deux surfaces qui modifie la vitesse de cisaillement du matériau puisque le taux de cisaillement et le gradient de vitesse sont associés dans les équations du comportement visqueux, alors que la viscosité l'est très peu, pour les produits non durcissants, visco-élastiques.

Les particularités topographiques du maxillaire supérieur avec la présence de la voûte palatine concave et des crêtes convexes nécessite un mouvement d'introduction du P.E. qui permette de chasser l'air de l'avant vers l'arrière. Cette rotation du P.E. avec bascule vers l'arrière entraîne un écoulement irrégulier du matériau avec augmentation de la masse d'empreinte au centre du P.E. La section du produit permet de montrer les variations.

A la mandibule, les problèmes d'écoulement de la masse d'empreinte ne se posent pas en ces termes, en raison de la surface moindre, et de la morphologie.



Evolution cinématique de la masse d'empreinte au maxillaire supérieur en fonction de la topographie et de l'insertion du porte-empreinte individuel avec un mouvement de rotation pour éviter l'inclusion d'air dans l'empreinte.

1.2.4. Présence de la salive, agent mouillant

La présence de salive aura une incidence sur l'empreinte selon deux modalités, la première propre à la salive, la seconde propre au matériau.

On peut considérer que la présence d'un volume salivaire important avec une salive riche en mucine est une source d'erreur. Bien que facilitant la mise en place de l'empreinte, elle en fausse le résultat par son épaisseur. Le matériau glisse dessus et ne peut saisir l'image des tissus sous-jacents. Il est donc recommandé de faire rincer le patient avec une solution astringente et de sécher les muqueuses au besoin avec des compresses.

Les matériaux peuvent avoir un comportement différent selon leur nature. En présence de salive, certains sont hydrophobes comme les élastomère, d'autres plus ou moins hydrophiles comme les pâtes ZnO, les hydrocolloïdes réversibles ou irréversibles ou les plâtres. Avec les pâtes ZnO, une surface humide est même souhaitable en raison de la chimie de la prise "ZOE".

Nous retiendrons donc qu'il est utile d'avoir le minimum de salive à la prise d'empreinte. Ultérieurement, nous l'avons déjà écrit : les meilleurs résultats sont obtenus avec un film salivaire mince, d'où nécessité d'une empreinte avec une distance : tissu de soutien/surface d'empreinte minimum et d'une équilibration en fin de thérapeutique (cf formule de STANITZ, page 97).

CHAPITRE II

LES MATERIAUX A EMPREINTES

Remarques préliminaires

Il nous apparaît impossible de sortir ici du cadre des généralités pour les matériaux à empreintes. Nous désirons seulement rappeler la fiche signalétique de ceux que nous utilisons en prothèse totale. Pour une connaissance fondamentale plus approfondie, par ailleurs nécessaire, nous nous reporterons aux ouvrages de :

- SKINNER et PHILIPS : La Science des Matériaux Dentaires
- PEYTON F.A. : Restorative Dental Materials
- Guide to Dental Materials and Devices
- American Dental Association
- à des thèses de D.S.O. telles celles de PIREL - BUGUGNANI - ALLEGRE
- enfin à de nombreuses publications dont l'énumération ici serait fastidieuse.

Nous verrons successivement, le plâtre, les pâtes à l'oxyde de zinc, les hydrocolloïdes irréversibles, les élastomères et les résines à prise retardée.

2.1. LE PLATRE

Bien que nous n'ayons pas testé le plâtre car sa variation de viscosité n'a pas d'intérêt clinique nous le présentons rapidement ici.

Pour la prise d'empreinte en prothèse totale, le plâtre reste un matériau de choix pour les empreintes primaires et nombreux sont ceux qui l'utilisent pour les raisons suivantes :

- fidélité absolue dans la reproduction des surfaces et des volumes,
- fluidité très grande évitant la déformation des tissus de soutien,
- utilisation aisée, avec absorption du film salivaire,
- stabilité après le retrait,
- modicité du coût.

Historiquement, la première empreinte au plâtre remonte à 1844 et fut réalisée par DUNNING.

Les plâtres pour empreintes sont formés de plâtre de Paris additionné d'agents modificateurs. Les deux points importants sont la régularisation du temps de prise tout en laissant à l'opérateur le temps de manipuler et le contrôle de l'expansion de prise. L'expansion la plus faible se situe autour de 0,06 %. Ce qui fait du plâtre à empreintes un matériau très précis ainsi qu'un auxiliaire utile pour les mises en articulateur sur articulateurs semi-adaptables en raison de la précision et du temps de prise très court.

Son principal constituant est le sulfate de calcium hémihydraté ($\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$) sous sa forme hémihydrate.

Les accélérateurs sont le chlorure de sodium, le sulfate de sodium ou le sulfate de potassium à très faible concentration (inférieur ou égal à 2 à 3 %).

La réaction de prise s'écrit :



Cette réaction est exothermique et la quantité de chaleur restituée correspond à la quantité de chaleur emmagasinée au moment de la transformation du gypse en hémihydrate.

On obtient à nouveau du Dihydrate de sulfate de calcium (Gypse).

Le rapport Eau/Plâtre doit être de 0,45 à 0,60 soit 45 ml à 60 ml d'eau pour 100 grammes de plâtre à empreinte.

La durée du malaxage ne devra pas être trop longue sous peine de voir se raccourcir considérablement le temps de prise (cf tableau suivant) (SKINNER et PHILLIPS) (141) (ALLEMAN, QUENNEVILLE, KAHL) (4).

E/P	Malaxage Temps en minute	Temps de prise
0,45	0,30'	5,25
0,45	1'	3,25
0,60	1'	7,25
0,60	2'	4,50

Si l'on compare le volume théorique final en fonction des poids moléculaires, le volume devrait être inférieur à la somme des valeurs des éléments constituant le mélange Eau et Plâtre (SKINNER et PHILLIPS). Or en fait on a une expansion de 0,06 à 0,6 % et non une contraction comme la théorie pourrait le laisser prévoir. En effet l'expansion de la prise est liée à la cristallisation des cristaux de bihydrate qui au cours de leur croissance développent des contraintes expansives. En volume cristallin pur, la théorie est respectée. Le volume est moindre. En fait au tout début se manifeste un très léger retrait pendant la phase liquide du mélange Eau-Plâtre puis l'expansion se manifeste ensuite jusqu'aux volumes cités plus haut, parallèlement à l'apparition d'une porosité non négligeable qui oscille de 45% du volume pour le plâtre de Paris et à empreintes jusqu'à 10 à 15 % pour les plâtres pierre extradurs où le rapport E/P est plus faible.

Pour la prise d'empreinte au plâtre, le praticien peut préparer son mélange soit par saturation progressive de plâtre dans l'eau sans spatulation, ce qui allonge le temps de prise, soit par spatulation des constituants préalablement dosés, pendant une minute, le rapport E/P idéal est de 0,45 soit 45 g d'eau pour 100 g de plâtre.

Les plâtres à empreintes, doivent répondre aux normes ADA n°25 ; les spécialités les plus connues sont le Snow-white n°2 de KERR, le C 77 d'ODONCIA et le BUCCOFIX (de POLLIET CHAUSSON).

Nous rappelons les indications du plâtre.

- Empreinte des crêtes normales en volume et en qualité, muqueuses saines, pour un P.E.I. à décharges arbitraires hors le temps de l'empreinte.

- Empreinte des crêtes ne tolérant aucune surcharge pour des raisons tissulaires, avec des crêtes résiduelles fortement déminéralisées ce qui est

fréquent pour les tubérosités maxillaires donc aisément déformables.

- Empreinte primaire dans tous les cas où la thérapeutique prévoit une étape de mise en condition neurotissulaire. Le P.E.I. ainsi que la base doivent être mucostatiques. C'est le produit de mise en condition qui assurera l'empreinte finale anatomo-fonctionnelle ou analytique.

2.2. LES PATES A L'OXYDE DE ZINC

Utilisées dès 1930 par NARD et KELLY pour prendre des empreintes mais aussi comme "pack chirurgical" aux U.S.A., par MILLIET à Lyon en 1930, elles sont le résultat d'un mélange oxyde de zinc Eugénol selon la réaction chimique Z.O.E. (Zinc Oxyde Eugénol).

Cette réaction qui passe par l'hydrolyse de l'oxyde de zinc en hydroxyde nécessite la présence d'eau, puis devient autocatalytique car l'eau devient l'un des produits de la réaction.

Dès 1939, TRAPAZZANO décrit une technique complète d'empreintes en prothèse totale avec ces matériaux. Après avoir réalisé des empreintes primaires en pâte thermoplastique, il utilisait déjà des porte-empreintes individuels en vulcanite ou en gomme laque avec des bourrelets d'occlusion en cire ou en pâte à composition.

Après avoir établi expérimentalement une relation intermaxillaire en déterminant la D.V. et la relation centrée, les empreintes finales de correction étaient prises avec une technique de bouche fermée en occlusion (143).

Les pâtes à l'oxyde de zinc doivent répondre aux spécifications ADA n°16. C'est le cas pour certaines d'une même marque jugées acceptables par l'A.D.A. pour la fabrication américaine et non acceptable pour la fabrication européenne.

La composition précise de chaque marque est inconnue. D'après SKINNER et PHILLIPS in Sciences des Matériaux Dentaires et d'après PEYTON in Restorative dental materials (121), on peut considérer comme une approche sérieuse la composition suivante :

Tube n°1 - Matériau de base (couleur blanche)

ZnO : 80 %
 Poudre : Collophane : 19 %
 Chlorure de magnésium : 1 % (accélération de prise)
 Liquide : Huile inerte q.s.q. pour obtenir une pâte.

La collophane facilite la vitesse de réaction et il en résulte un produit lisse et homogène. Elle ajoute aussi une adhésion plus grande du produit sur la muqueuse ce qui est plus gênant, la cohésion du matériau étant plus intéressante pour la qualité des empreintes.

Tube n°2 - Couleur rose à brun

Eugénol : 56 %
 Résine (gomme résine) : 16 %
 Liquide : Huile d'olive : 16 %
 Huile de lin : 6 %
 Huile minérale légère : 6 %
 Poudre : inerte q.s.q. pour épaissir les liquides et donner une pâte (la poudre est soit du talc soit du kaolin).

En raison de l'action irritante de l'Eugénol sur les muqueuses, on note l'adjonction soit de baume du Canada soit de baume du Pérou comme agents neutralisants.

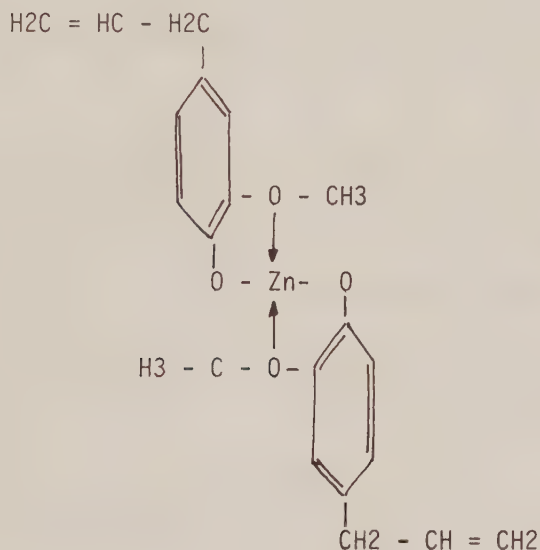
Les caractéristiques physiques des pâtes ZnO prévoient selon qu'il s'agit de pâte Z.O.E. hard, type 1, ou soft, type 2, une différence de fluage (étalement en fonction du temps d'un disque de produit sous une charge) et une variation du temps de prise.

Pour SKINNER et PHILLIPS (141), il y a généralement une corrélation entre le fluage et le temps de prise. La différence des consistances permettra d'adapter le matériau d'empreintes au type d'empreinte recherchée plus ou moins anatomique ou analytique ... La pâte devra fluer uniformément contre les tissus pendant la prise d'empreintes.

Rigidité et Résistance . La rigidité et la résistance à l'oxyde de zinc sont liées à la prise. Il a été démontré, une liaison précaire entre la charge et la matrice (Alan GRANT) et un résidu non négligeable d'Eugéno1 libre (jusqu'à 5 %) peut être mis en évidence dans le mélange longtemps après le malaxage de même que la présence d'oxyde de zinc non utilisé pour la réaction de prise.

Ceci permet d'affirmer la dualité de réaction chimique et proprement physique.

La réaction chimique s'écrit :



Le matériau se présente comme peu élastique et peu résistant, déformable dans les parties non soutenues par le P.E.I. Les contredépouilles seront souvent mal reproduites car la mémoire élastique du matériau étant très faible, la limite élastique est très vite atteinte. La résistance à la compression dans le British Standard doit se situer aux alentours de 6 % et ne pas dépasser 12 %.

L'empreinte retirée, la stabilité dimensionnelle est satisfaisante avec un taux de contraction linéaire inférieur ou égal à 0,1 % pour SKINNER, inférieur ou égal à 0,3 % pour LEJOYEUX (79).

Plus le matériau d'empreinte sera en couche mince, plus la stabilité dimensionnelle sera grande et la variation faible.

La conservation du matériau est excellente et la coulée du modèle peut être différée sans incidence sur le résultat final.

Sauf en bouche très sèche, la qualité de reproduction des détails muqueux est excellente ce qui constitue un handicap en cas de tissus de soutien non sains. En effet la trop grande finesse des détails, entraîne un intrados prothétique rugueux qui risque d'ajouter à l'irritation muqueuse pendant les microdéplacements prothétiques.

L'indication des pâtes ZnO est donc :

la prise d'empreinte des surfaces d'appui saines sans relief osseux en contredépouille, chez des patients présentant un flux salivaire normal.

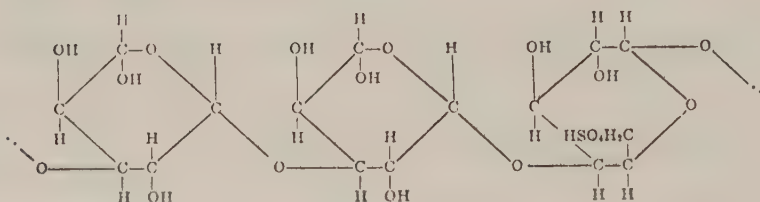
Ces pâtes permettent de pratiquer la technique des empreintes, composites en association avec l'adheseal pour le modèle final des bords par l'action phonétique. L'existence de produits de viscosités différentes permet d'adopter des techniques analytiques plus ou moins évoluées.

2.3. LES HYDROCOLLOIDES IRREVERSIBLES

Historiquement ce sont les hydrocolloïdes réversibles qui ont été utilisés les premiers pour la prise d'empreinte en prothèse et leur mise en oeuvre se fonde sur un changement de phase réversible de formule générale :

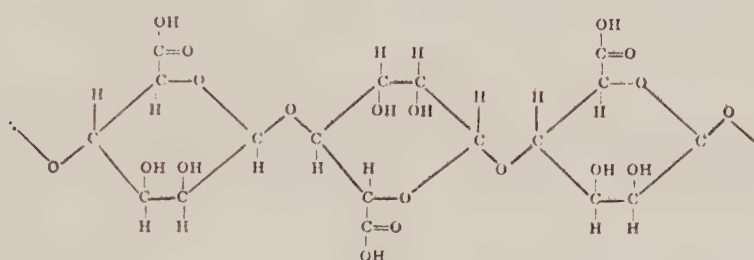


Cette réaction est fonction de la température. Le composant de base de ces produits est l'agar-agar ou gélose qui est un colloïde hydrophile polysaccharidique d'extraits d'algues marines surtout répandues au Japon. Chimiquement il s'agit de l'ester sulfurique d'un polymère linéaire du galactose de formule générale :



La deuxième guerre mondiale et l'extension du conflit au Pacifique devaient, la gélose étant devenue un matériau à usage militaire, entraîner la mise en oeuvre de succédanés dont l'usage s'est aujourd'hui universellement répandu : les alginates (109) dont les propriétés colloïdales sont de même type que celles de l'agar-agar avec comme différence fondamentale une irréversibilité gel-sol. La réaction se fait donc dans le sens sol-gel.

Les alginates sont dérivés de l'acide alginique dont la formule est d'après SKINNER :



L'acide alginique étant insoluble dans l'eau, l'esterification des radicaux carboxyles donne des sels dont certains sont solubles dans l'eau et utilisables dans les matériaux à empreintes. Ce sont les sels de sodium et de potassium qui sont utilisés avec des additifs en proportion assez importante, du talc, de la terre de diatomées, de l'oxyde de zinc, de la baryte pour éviter les phénomènes de synérèse à la surface de l'alginate.

Les formules sont tenues secrètes par les fabricants, mais PEYTON (121) donne une composition type :

alginate de potassium	: 15 %
sulfate de calcium	: 8 %
phosphate de sodium	: 2 %
terres diatomées	: 70 %
modificateurs	: 5 %

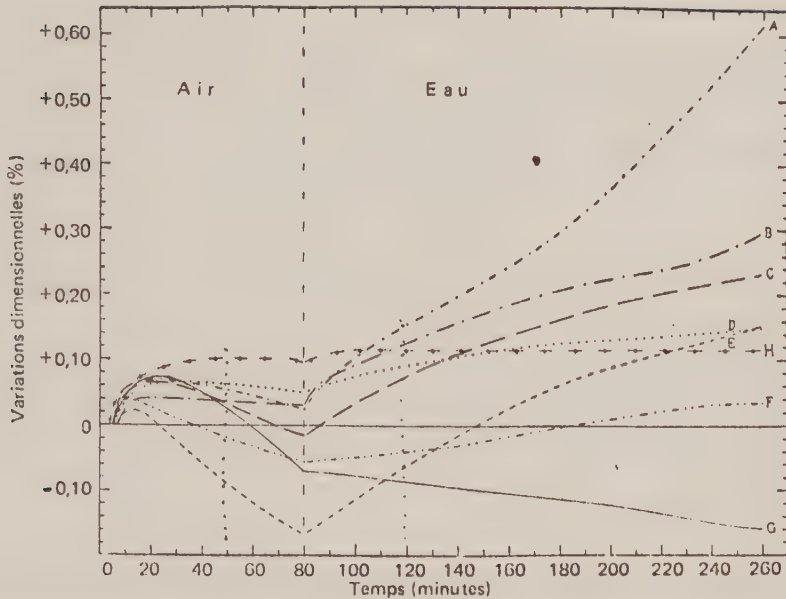
Beaucoup d'alginates commerciaux contenaient des sels de plomb mais la nouvelle génération n'en contient plus et les risques de toxicité dont certains ont parlé, ont donc disparu.

La réaction de prise met en oeuvre des phénomènes physiques et chimiques. La solution colloïdale passe de l'état de sol à l'état de gel : c'est l'aspect physique. Chimiquement il y a une dissolution de l'alginate de potassium dans l'eau et au fur et à mesure de la libération des ions calcium, apparition d'une réticulation tridimensionnelle qui donne du corps au gel. Pour un usage clinique satisfaisant, il convient de doser le taux de réticulation pour permettre une manipulation aisée. En raison de cet impératif, une partie du sol reste incluse dans la réticulation de l'alginate de calcium insoluble et la réaction n'est pas achevée.

La structure du gel n'est pas homogène, le résultat final comportant des fibrilles d'alginate de calcium qui représentent le squelette du gel retenant le sol d'alginate de sodium n'ayant pu réagir, l'excédent d'eau, la charge et les résidus réactionnels. Il convient avant la coulée des modèles de laver, à l'eau et au plâtre, l'empreinte pour débarrasser la surface de l'exsudat synérétique d'acide alginique. Les meilleurs résultats avec ces matériaux sont obtenus avec des porte-empreintes RIM-LOCK non perforés qui permettent une désinsertion par compression sans étirement ce qui diminue le risque de déformation permanente. En prothèse totale, les porte-empreintes de série ne sont pas conçus selon ce critère. Toutefois l'adoption par exemple dans la série de SCHREINEMAKERS de fentes à la place des trous constitue une amélioration pour la rétention du matériau d'empreinte.

Stabilité dimensionnelle

Les alginates sont des matériaux dont le comportement dimensionnel est soumis à l'influence de facteurs externes de température et d'hygrométrie, internes d'épaisseur et de tensions afférentes ; donc très variable. La possibilité pour le gel de perdre de l'eau ou inversement d'en absorber modifie le volume global avec soit une rétraction soit une expansion. Une épaisseur de matériau supérieure à 8 mm entraîne après la désinsertion une libération de contraintes internes qui altèrent le résultat final. Bien que certains alginates d'après Skinner et Phillips semblent posséder une bonne stabilité dimensionnelle dans une ambiance hygrométrique de 100%, il convient de couler les empreintes le plus rapidement possible après exécution. Pour LEJOYEUX le modèle sera le plus juste quand la coulée intervient dans un délai de 45min à 2 h maximum ce qui peut se vérifier d'après la courbe de SKINNER et PHILLIPS.



- Changements de dimensions de divers matériaux pour empreintes à l'alginate dans l'air et dans l'eau.

2.4. LES ELASTOMERES

D'introduction relativement récente dans la profession, les élastomères ou polymères élastiques, sont des matériaux dont l'usage s'est très fortement généralisé.

Si la première génération connue sous le nom de thiocols dont le chef de file fut le Permlastic, a tenu les avant-postes dès 1953, elle est battue en brèche maintenant par les silicones dont la manipulation s'avère plus facile avec une meilleure acceptation par le patient, l'odeur et le goût ayant totalement changé.

2.4.1. Les thiocols

sont fabriqués à base de polysulfure dont la composition bien que tenue secrète est connue avec assez de précision. Ces caoutchouc synthétiques mis au point par la Thiocol Chemical Corporation de Trenton (N.J.), dérivent d'un polymère liquide : le mercaptan polyfonctionnel de formule générale : $HS(R-S-S)_n-R-SH$ dont le radical R peut être par exemple : $-C_2H_4-O-CH_2-O-C_2H_4$ (etc...)

Additionné d'un réactif au peroxyde de plomb (PbO_2) et au soufre, le polymère de base devient caoutchouteux au cours d'une réaction dite de vulcanisation légèrement exothermique.

Présentés sous forme de pâtes, en tubes

la base peut contenir :

Polysulfure gomme	: 79,72 %
Oxyde de zinc	: 24,82 %
Sulfate de calcium	: 15,39 %

le réactif :

Peroxyde de plomb	: 77,65 %
Soufre	: 3,52 %
Huile	: 16,84 %
Divers (retardateurs)	: 1,99 %

ceci, d'après PEARSON.

La réaction vulcanisante de polymérisation permet une augmentation de la longueur des chaînes moléculaires ce qui entraîne un épaissement par condensation et pontage moléculaire.

La réaction rapportée par WOLKENSZTEJN peut s'écrire à deux niveaux :

1. $2HS-(R-S-S)_{23}-R-SH + PbO_2 = S(R-S-S)_{23}-R-S-Pb-S-R(S-S-R)_{23}S + 2H_2O$
2. $S(R-S-S)_{23}-R-S-Pb-S-R(S-S-R)_{23}-S + S = S(R-S-S)_{23}-R-S-S-R(S-S-R)_{23}-S + PbS$

pour R = Radical organique non défini dans la formule.

Pour POGGIOLI, la réaction ne se terminant jamais, il apparaît dans ce type de matériau des contraintes qui conditionnent la technique de mise en oeuvre ; ainsi pour obtenir le minimum de variation dimensionnelle prévu par l'ADA à 0,40 % après 24 H, une épaisseur faible comprise entre 2 et 4 mm maximum sera recommandée car elle diminue la relaxation du matériau. Un abaissement de la température au cours du malaxage allonge le temps de travail, le matériau devant être introduit en bouche avant le temps de prise initiale. Enfin les proportions doivent être respectées. Un excès de réactif n'a pas d'action sur la vitesse de réaction, mais entraîne par contre un produit final de mauvaise qualité dont la capacité de déformation élastique est réduite, un état de surface collant et une résistance à la compression moindre.

Ces remarques étant faites, les Thiocols seront utilisés en prothèse totale avec succès si les muqueuses sont convenablement asséchées.

Leurs avantages sont les suivants :

- grande précision de reproduction des détails
- compatibilité avec les techniques du whashing,
- stabilité dimensionnelle certaine permettant de différer la coulée des modèles de plusieurs heures.

Par contre, les patients apprécieront peu leur odeur et leur goût, les praticiens la manipulation et un comportement salissant, leur caractère très hydrophobe qui les contre-indique dans les cas d'hypersialie prononcée non maîtrisable pendant la durée de l'empreinte dont la durée de prise est d'une façon générale supérieure à 5 minutes en bouche.

2.4.2. Les silicones

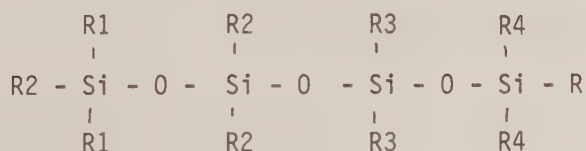
D'introduction plus récente sur le marché que les thiocols, la mise au point de ces matériaux pour leur usage en art dentaire fut longue. De nombreux auteurs parmi lesquels il faut citer OSTLUND et SKINNER firent dès leur apparition des études fort critiques. Les améliorations apportées aux produits, en particulier une plus grande fiabilité et une meilleure stabilité dimensionnelle devaient permettre une utilisation toujours plus importante et satisfaisante. D'une façon générale, les silicones ont maintenant supplanté les thiocols, surtout dans les derniers développements des silicones dits à addition, avec des radicaux vinyliques, par rapport à ceux plus anciens, dits à condensation, et qui restent courants. En effet dans ce type-là, il n'y a pas au cours de la réticulation de départ de produits volatils mais simplement addition des deux produits, la base et le réactif. La stabilité dimensionnelle du matériau se trouve améliorée.

2.4.2.1. Chimie des silicones (PIREL) (124) , (BUGUGNANI) (20, 21)

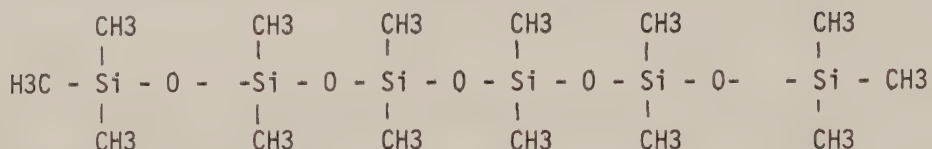
Ces matériaux ont pour élément de base un groupement particulier d'atomes de silicium et d'oxygène qui forment le noyau du polymère sous formes de chaînes plus ou moins longues :



La tétravalence du silicium lui permet de s'adjoindre latéralement des radicaux organiques selon le schéma de base.

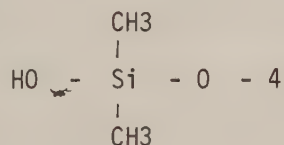


Le produit de départ sera un diorganopolysiloxane tel qu'un polydiméthylsiloxane de radical -CH₃



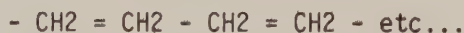
La vulcanisation peut se faire à chaud en présence de peroxyde de benzoyle (C₆H₅-COO)₂. Cette réaction est utilisée dans l'industrie mais inconcevable en odontologie. A froid la vulcanisation se fera si certains radicaux organiques du polymère de base sont remplacés par d'autres radicaux tels que :

1. Le radical :



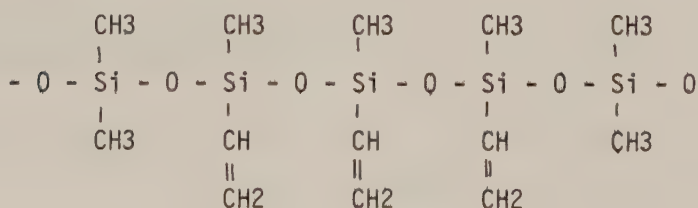
qui contient des éléments hydroxyles nécessaires à la réticulation. Pour les silicones à condensation il y a une libération soit d'alcool dans un premier type de réticulation ou d'acide dans un second type de réaction.

2. Le radical : -CH=CH₂ groupement vinyle qui en présence de corps silicés possédant des atomes d'hydrogène selon la formule : Si-H va permettre le pontage de deux siliciums entre eux par la formation de la liaison :

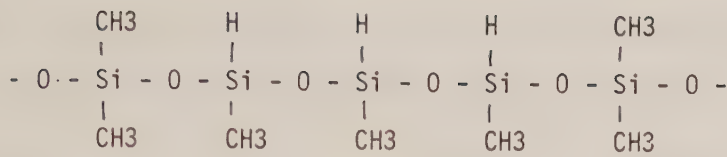


La réticulation se fera entre deux polymères tels que :

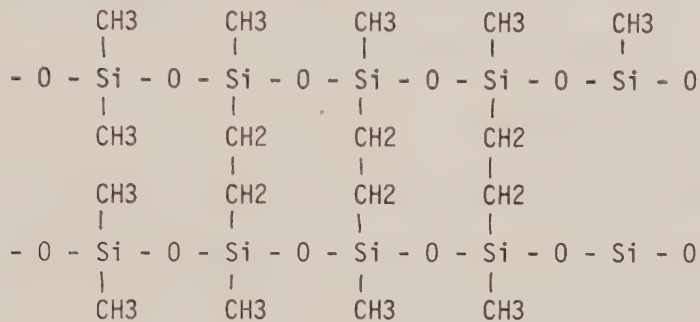
la base répondra à la formule :



et le réactif à la formule :



Le réseau sera le suivant :



La viscosité avant réaction des silicones est liée à la longueur des chaînes. Plus celles-ci seront courtes plus la viscosité sera faible. La fluidité sera donc élevée.

Si les chaînes constitutives sont plus ou moins réticulées les polymères seront visqueux ou rigides. La réticulation représente une augmentation des ponts inter-chaînes qui fait passer le matériau par un stade durcissant sans apparition de son caractère élastique. Quand en fin de réaction, les ponts inter-chaînes se sont réalisés les caractères de plasticité et d'écoulement ont disparu. L'aptitude à la déformation élastique devient maximale.

2.4.2.2. Présentation

Afin d'autoriser une grande souplesse d'utilisation, ces polymères siliconés sont offerts sur le marché en double conditionnement base et réactif avec cinq niveaux de viscosité allant des très basses viscosités aux très hautes viscosités.

Les réactifs, pour des raisons de fabrication, furent longtemps liquides avec des difficultés de stockage. La technologie actuelle permet la réalisation de réactifs en tube pour toutes les viscosités existant sur le marché.

2.4.2.3. Technique de mise en oeuvre

Ces matériaux sont d'un usage agréable pour le praticien comme pour les patients. Les temps de prise sont raccourcis par rapport aux thiocols, ils sont moins collants et salissants et leur état de surface est exempt de bulles.

Les inconvénients de ces matériaux se manifestent après la désinsertion de l'empreinte par un taux relativement élevé de contraction linéaire pour les silicones à condensation, très inférieur pour les silicones à addition. Il sera nécessaire de couler rapidement les modèles.

Etant hydrophobes, les meilleurs résultats seront obtenus dans des bouches préalablement rincées avec une solution abaissant la tension superficielle de la salive et asséchées, si besoin, avec des compresses.

2.4.2.4. Leur utilisation

- Permet de réaliser des joints périphériques fonctionnels sur les PEI en une seule séquence clinique avec des silicones de viscosité moyenne ou lourde.
- Permet de prendre l'empreinte secondaire des zones d'appui avec des viscosités basses ou très basses.
- Permet une empreinte avant rebasage, la prothèse servant de support au matériau sous pression occlusale si la D V O est correcte et l'occlusion satisfaisante.
- Permet, avant réfection de la base et après une mise en condition tissulaire avec les résines à prise retard, en usant d'un silicone à très basse viscosité, de glacer la surface obtenue au cours du traitement de mise en condition.

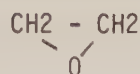
Une application des résines silicones a vu le jour en prothèse totale à la suite des édentations préalables à des traitements par cobalt - thérapie en carcinologie de la sphère ORL et Stomatologique. L'action antimitotique des rayonnements abaisse considérablement les facultés de cicatrisation des tissus de support prothétique. Les propriétés histologiques et la réponse biomécanique de ces tissus ne permettent pas d'envisager une base dure (CROS, ACHARD et BRUGIRARD).

Il semble que les autres indications qui aient été posées pour ces matériaux particuliers, muqueuses non irradiées mais très fragiles et intolérantes, suite de chirurgie prothétique ne se posent plus dans les mêmes termes. Les résines de traitement à prise retard permettent le traitement de ces cas avec succès et restent d'une mise en oeuvre plus facile. Les tissus agressés recouvrent un état de santé plus favorable à la réalisation de bases normales.

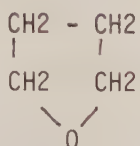
2.4.3. Les Polyethers (CAITUCOLI) (23)

Certains matériaux à empreintes comme l'Imprégum des laboratoires Espé sont des élastomères dont la préparation se fait à partir d'une molécule de base

qui est un diol de type polyether copolymère de poids moléculaire très élevé obtenu par réaction de l'oxyde d'éthylène $\text{CH}_2 - \text{CH}_2$



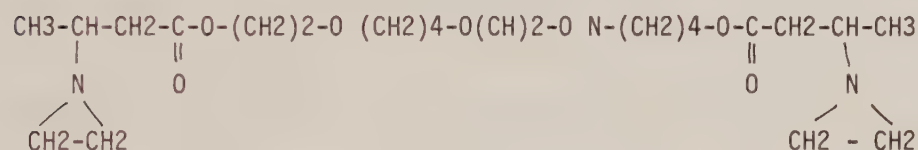
et du tétrahydrofurane



Après plusieurs modifications de cette molécule par réactions successives, on obtient un dicromate que l'on fait réagir sur l'éthylène imine de formule :

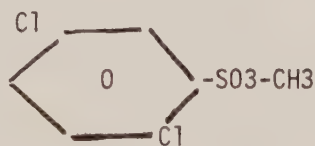


On obtient après cette réaction la macromolécule de base de formule :



Par addition de plastifiants, de charges siliceuses, d'amines tertiaires chargées de réguler la vitesse de réticulation, en présence d'agents réticulateurs, présentés séparément en pâte, la réticulation se réalise dans un délai de l'ordre de 5 minutes assez semblable à celui des silicones.

Les agents réticulateurs sont l'ester méthylique de l'acide di-chlorobenzène sulfonique de formule :



et le paratoluène sulfonate de méthyle, de formule :



Les propriétés physiques sont légèrement différentes de celles des silico-
nes, la plus déterminante à nos yeux étant la possibilité d'absorption d'eau
jusqu'à 15 % ramenés par disparition de produits solubles à un niveau de 4 %.

Ce sont des matériaux avec un retour élastique important et une variation dimensionnelle très faible de l'ordre de 0,1 %. Par contre leur finesse de reproduction des détails est inférieure à celle des silicones.

D'autre part il n'existe qu'une viscosité, mais il est possible de jouer sur celle-ci par l'action de la température, le matériau étant plus ou moins visqueux selon le degré thermique, ou par l'adjonction de plastifiants à base de phtalate aliphatique qui permet la technique du double mélange.

2.5. LES RESINES ACRYLIQUES PLASTIQUES A PRISE RETARDEE

Historiquement, le premier matériau faisant appel aux résines acryliques pour la prise d'empreinte en prothèse totale fut le "Muco-seal" dont SLACK fut l'inventeur en 1948. Bien que sa prise ne soit pas retardée dans le temps, il devait jeter les bases d'une nouvelle thérapeutique.

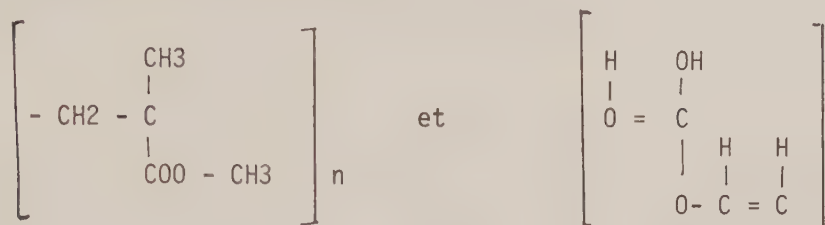
- Absence de pression sur les tissus donnant une empreinte mucostatique,
- Etat de surface de l'intrados prothétique particulièrement lisse et vernissé, susceptible de n'entraîner aucune altération muqueuse,
- Utilisation de l'espace sublingual comme zone de joint pour la prothèse mandibulaire.

La technique Mucoseal diffusée par la firme Ivoclar Justi, proposait aussi pour la mandibule un certain nombre de coupes sur la prothèse au niveau de la ligne oblique interne dont l'intérêt ne semble plus exister de nos jours. Cette méthode ne devrait plus être suivie maintenant, car les matériaux plus récents présentent des avantages similaires et permettent une véritable thérapeutique des surfaces d'appui prothétique. Par leur plasticité maintenue pendant l'empreinte, et légèrement au-delà, ils acceptent un fluage qui répartit le matériau en accord avec les pressions fonctionnelles de la mastication à vide, de la phonation et de la déglutition. Par leur élasticité conservée après la prise d'empreinte pendant la phase ambulatoire du traitement, ils assurent un massage de la muqueuse avec restauration de l'équilibre liquidien tissulaire. Les tissus de soutien retrouvent une coloration et un aspect normaux.

2.5.1. Composition chimique

Les matériaux se présentent sous la forme de polymère et monomère.

La poudre est un copolymère de méthylméthacrylate et d'éthylacrylate dont les formules sont les suivantes :



Le monomère liquide contient une solution alcoolique d'un plastifiant spécifique de phtalate de butyle de formule : $\text{C}_6\text{H}_4 (\text{COOC}_4\text{H}_9)_2$. La plasticité du matériau est fonction de l'évaporation progressive de l'alcool. Il est possible de prolonger le comportement plastique par application d'alcool éthylique $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$.

Cette pratique que nous avons expérimentée dans le service de prothèse totale de la Faculté de Lyon permet de conserver au produit sa plasticité plus longtemps et un bon état de surface. Ceci est valable pour le FITT que nous employons le plus habituellement maintenant.

2.5.2. Réaction

Il est classique (82) de distinguer 5 phases dans le comportement du matériau (LEJOYEUX) (82), (Mc CARTHY MOSER) (92), (TAIB) (145).

- La phase physique réalise la dissolution totale du polymère dans le monomère. Le sol obtenu en 15sec: environ est exempt de réaction chimique pendant 2 à 3 min, ce qui permet de charger le porte-empreinte ou l'intrados prothétique en cas de traitement ambulatoire.

- La phase chimique : la libération d'alcool induit la réaction de polymérisation avec un début de pontage moléculaire. Le sol se gélifie en perdant son aspect brillant, il devient collant et filant. Cette phase a une durée de 2 à 3 min.

- La phase plastique : l'action du plastifiant est complète. Elle va permettre dès l'insertion de la prothèse en bouche, le fluage du matériau, l'enregistrement des mouvements fonctionnels, d'une pression occlusale modérée, de l'action musculaire sur les bords prothétiques, externes et internes par la phonation et la déglutition. La désinsertion peut intervenir de 8 à 10 min après le début des enregistrements. On enlève les excès vestibulaires et les surextensions non soutenues avec un instrument tranchant et chauffé.

- La phase élastique : l'évaporation alcoolique conditionne l'apparition de la phase élastique. Le plastifiant se neutralise progressivement. Après un délai variable de 10 à 15 jours, l'élasticité disparaît totalement.

- La phase de dessiccation : le matériau devient poreux et par l'absorption des fluides buccaux, impropre à son but initial. Granuleux, il provoque une irritation des surfaces d'appui et il permet par sa porosité le développement de la plaque dentaire dont on connaît par ailleurs les méfaits sur les tissus mous. En pratique, il ne faut jamais atteindre cette phase au cours de la thérapeutique mais procéder à son remplacement tous les 8 jours si le traitement doit être de longue durée.

Au préalable on aura débarrassé l'intrados du matériau périmé. C'est le protocole qui est proposé par la firme HYDROCAST dans sa brochure "Empreintes dynamiques". Mais cette technique est valable pour les autres matériaux.

2.5.3. Indications thérapeutiques

Les résines à prise retard sont indiquées pour trois utilisations.

Reconditionnement tissulaire. Pour Mc CARTHY et MOSER (92), l'efficacité de ces produits pour restaurer les tissus lésés ou surchargés n'est possible que par leur aptitude à fluer sous les prothèses quand ils sont introduits en bouche. Lors des changements tissulaires, le matériau continue de s'adapter et permet une répartition identique des forces. Il faut donc que le produit soit visqueux pendant la phase d'adaptation initiale puis plastique ensuite, se déformant encore sous les charges fonctionnelles sans relaxation pour suivre la restructuration topographique des tissus mous.

Empreintes fonctionnelles avec les résines à prises/retard. La visée fonctionnelle est prépondérante dans cette technique d'empreinte. Le matériau doit donner l'image composite de l'état de repos tissulaire associé à l'intégration de l'amplitude et à la direction des forces liées au type d'activité (mastication, élocution et déglutition). Pour réussir cet objectif le matériau, après avoir atteint son état en fin de phase plastique, doit conserver une bonne mémoire élastique qui facilite le retrait de l'empreinte, une stabilité dimensionnelle et une résistance suffisante pendant la confection du modèle.

Après insertion des prothèses et en dehors de toute notion de remise en condition tissulaire, elles permettent de chercher la correction de certains défauts

au niveau des surfaces polies :

- d'ordre esthétique dans le cas de manque de matière de base ce qui se traduit par un affaissement labial, ou des rides non atténuées par la prothèse,
- d'ordre phonétique pour trouver le bon volume à donner rétro-incisivement au résonnateur buccal. En effet il arrive dans les bouches très fortement résorbées que le rempart alvéolaire prothétique soit trop vertical du côté palatin. Le patient aura du mal à parler et l'émission des S et des CH est perturbée (Les S se transforment en CH avec apparition d'un chuintement).

Remarque . Sur le plan mécanique ces matériaux ne sont pas très résistants et leur surface devient granuleuse. Avant leur remplacement par de la résine de base, on aura intérêt à glacer la surface soit en utilisant les solutions destinées à cet usage et livrées avec les matériaux soit en faisant un lavis de la surface avec un silicone à très basse viscosité, et sous pression occlusale élevée.

CHAPITRE III

EXPERIMENTATIONS

INTRODUCTION

Nous avons pensé qu'il serait intéressant de pouvoir étudier certains matériaux à empreintes en particulier les variations de la viscosité au cours de la prise et le fluage sous l'effet de pressions. L'intérêt expérimental pourrait être suivi de considérations pratiques utilisables en clinique pour obtenir au cours de l'empreinte une mise en place tissulaire compatible avec notre souci de réaliser une empreinte anatomo-analytique.

Nous exposerons les deux expérimentations. Nous analyserons les courbes tracées. Nous essayerons de voir s'il sera possible ultérieurement d'améliorer le matériel expérimental pour affiner notre connaissance du comportement mettant en jeu le couplage de la viscosité et de l'écoulement du matériau à empreinte avec la viscoélasticité de la muqueuse.

3.1. EXPERIMENTATION N°1 - ETUDE DE LA VARIATION DE LA VISCOSITE AU COURS DE LA REACTION DE PRISE DES MATERIAUX A EMPREINTES

Etude portant sur les matériaux suivants :

XANTOPREN BLEU

XANTOPREN VERT

DELICRON REGULAR

DELICRON LIGHT BODY P.

PERMLASTIC

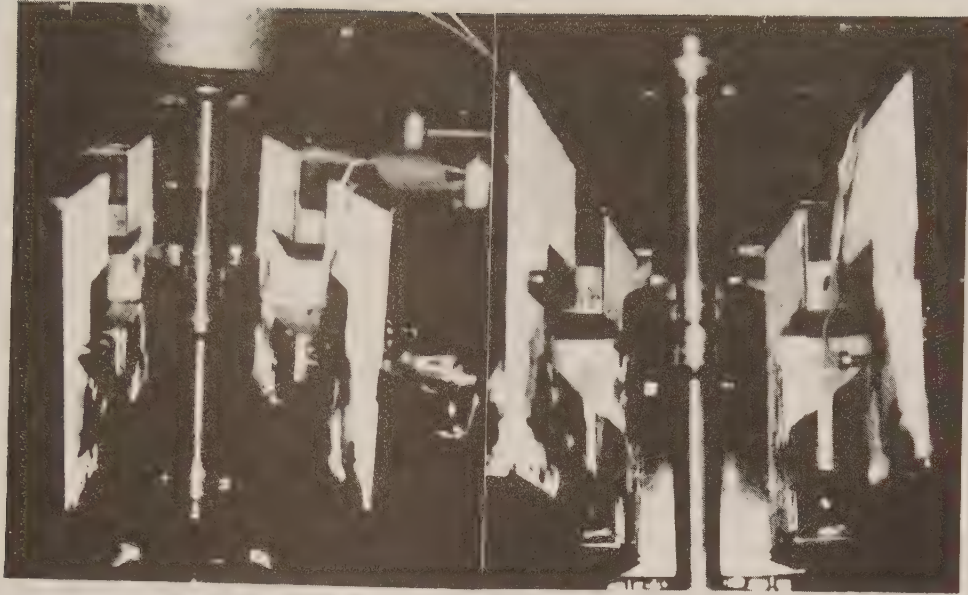
EUROGUM S2 REGULAR BODY

EUROGUM S3 LIGHT BODY

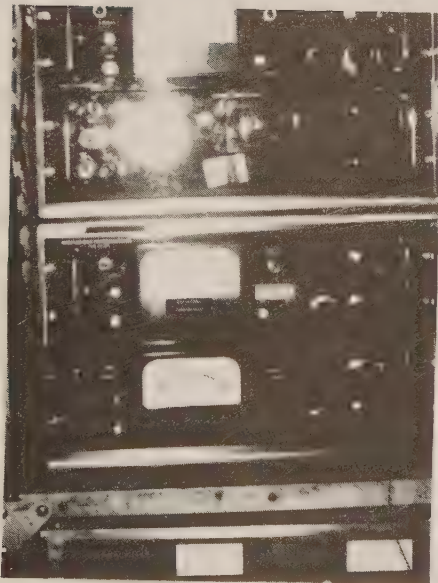
IMPRESSION PASTE

FITT DE KERR

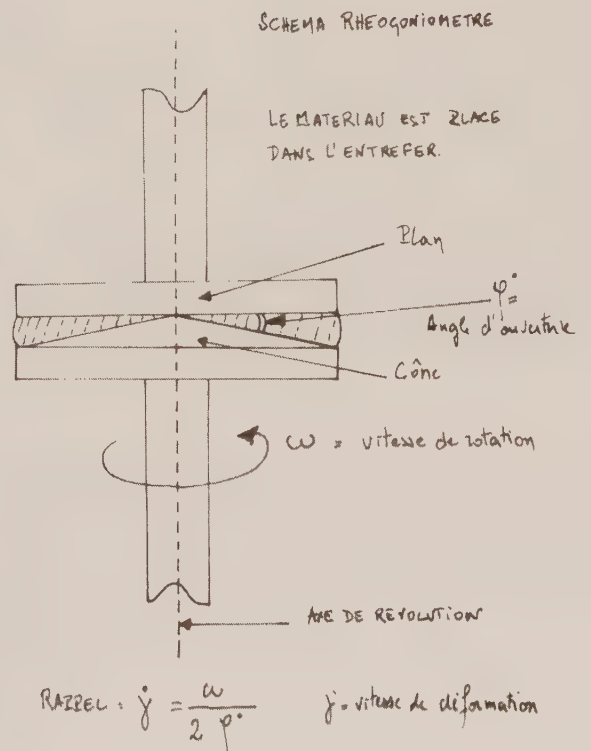
HYDROCAST



Tête du rhéogoniomètre



Une partie de la chaîne de mesure ayant servi à la prise des données pour les 2 expérimentations.



On notera que les matériaux étudiés sont ceux qui peuvent essentiellement servir pour la prise des empreintes secondaires et pour les traitements de mise en condition tissulaire.

Les quatre premiers sont des silicones à réactions de prise par condensation.

Le Permlastic est un thiocol donc un polysulfure, élastomère de la première génération.

Les deux Eurogum, régular et light body sont des silicones à noyaux viny- les et leur polymérisation se réalise par addition sans départ de produits réactionnels.

L'Impression paste est un matériau de type Z.O.E. mettant en réaction l'oxyde de zinc et eugéno1.

Enfin les deux derniers matériaux sont des résines à prise retardée.

3.1.1. Conduite de l'expérimentation

La première expérimentation a été réalisée sur le rhéogoniomètre de l'Institut de Mécanique de Grenoble dans le laboratoire des Milieux Continus.

Le rhéogoniomètre est un appareil constitué d'un disque plan et d'un cône montés sur un même axe de révolution. Le sommet du cône est astreint à être placé sur le plan. Ce peut être le sommet réel du cône ou le sommet virtuel si on utilise un cône tronqué. Pour notre expérimentation, nous avons utilisé un angle de travail plan-cône de 4°.

L'intérêt du système plan-cône, par rapport à d'autres, (plan-plan, couette) réside dans le fait que pendant l'expérimentation, la vitesse de déformation est homogène dans tout l'échantillon si l'angle est faible. La vitesse de déformation est proportionnelle à la vitesse de rotation du cône. La formule suivante établit la relation existant entre ces divers paramètres.

$$\dot{\gamma} = \frac{\omega}{2\rho}$$

où : $\dot{\gamma}$ = vitesse de déformation

ω = vitesse de rotation

ρ = angle d'ouverture entre plan et cône.

L'échantillon étant placé dans l'entrefer entre plan-cône, les contraintes de cisaillement au voisinage du plan sont donc homogènes en tout point du plan. Ceci permet de donner directement leur valeur par la mesure de leur moment résultant par rapport à l'axe, car le moment est directement proportionnel à la contrainte.

La sollicitation peut se faire en régime permanent (rotation), en régime transitoire (démarrage-relaxation) ou en régime harmonique (oscillations sinusoïdales).

Nous avons travaillé en régime permanent en raison du vieillissement accéléré de nos matériaux.

Dans les expérimentations réalisées dans le cadre normal du laboratoire, les études portent sur des matériaux stables dont le vieillissement est très lent. De ce fait, il ne sont pas du tout comparables aux matériaux à empreintes. Nous avons dû utiliser le rhéogoniomètre en le désolidarisant de son asservissement à un calculateur qui règle habituellement les pas de temps pour les polymères étudiés et intègre directement le comportement visco-élastique, aux différentes vitesses retenues.

Pour notre part, nous avons sélectionné trois vitesses de rotation :

$$4 \times 10^{-3} \text{ Rad/s}$$

$$4 \times 10^{-3,4} \text{ Rad/s}$$

$$4 \times 10^{-4} \text{ Rad/s}$$

correspondant à une vitesse de cisaillement de :

$$\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1} \quad \dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1} \quad \dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$$

Les contraintes qui sont transmises par l'intermédiaire du matériau porté par le cône sont de deux types.

La première mesure possible se fait sur les efforts de couple.
La seconde mesure se fait sur les efforts normaux.

Pour des matériaux visco-élastiques, sous une sollicitation de cisaillement apparaissent des efforts normaux qui sont le fait d'une non-coïncidence entre les tenseurs de contrainte et la vitesse de déformation.

Dans notre étude, nous avons mesuré seulement les efforts tangentiels, car les efforts normaux sont d'un ordre de grandeur différent et nous nous sommes

surtout attachés à relier : le comportement visqueux au vieillissement.

Le couple T (Torque) résultant des effets tangentiels sur le plateau a pour valeur

$$T = \frac{2 \pi R^3}{3} \times \tau$$

Il est exprimé dans ce système-là en Nxm (Newton-mètre).

Remarque importante - Pour les courbes obtenues pour les diverses vitesses de cisaillement retenues, l'échantillon a été renouvelé plusieurs fois alors que pour les matériaux non vieillissants c'est le même échantillon qui sert au tracé de toutes les courbes. La précision de cette expérimentation est donc tributaire de la précision du dosage.

Connaissant la fiabilité du matériel qui nous a été confié, nous avons délibérément décidé de nous placer dans la situation du praticien au fauteuil qui ne peut que suivre les indications de dosage données par les fabricants. Nous avons toujours scrupuleusement suivi les dosages préconisés. Toutefois, en raison du très grand nombre d'échantillons utilisés et des erreurs de dosage qui ont pu se produire à chaque manipulation, on pourra admettre que le comportement du matériau considéré est constant si la similitude et la superposition des résultats sont possibles ou entâchées de différences assez faibles.

3.1.2. Tracé des courbes

En abscisse sont portés les temps en minutes rondes augmentées de + 15" + 30", + 45" , quatre lectures ayant été effectuées par minute. En ordonnée sont portés les efforts du couple. L'unité de ce système de mesure est le newton-mètre. Les courbes traduisent les variations de viscosité et donnent une indication sur la vitesse de réaction ou sur la réticulation des chaînes des polymères.

L'instant T = 0 se situe une minute après le début du malaxage. Pendant ce temps sont effectués le malaxage, la mise en place dans l'entrefer, le réglage de la géométrie de l'appareil et la mise en route de la cinématique.

Ceci est un temps plus court que le temps normal de spatulation, garnissage du P.E.I., introduction, centrage et pression de mise en place.

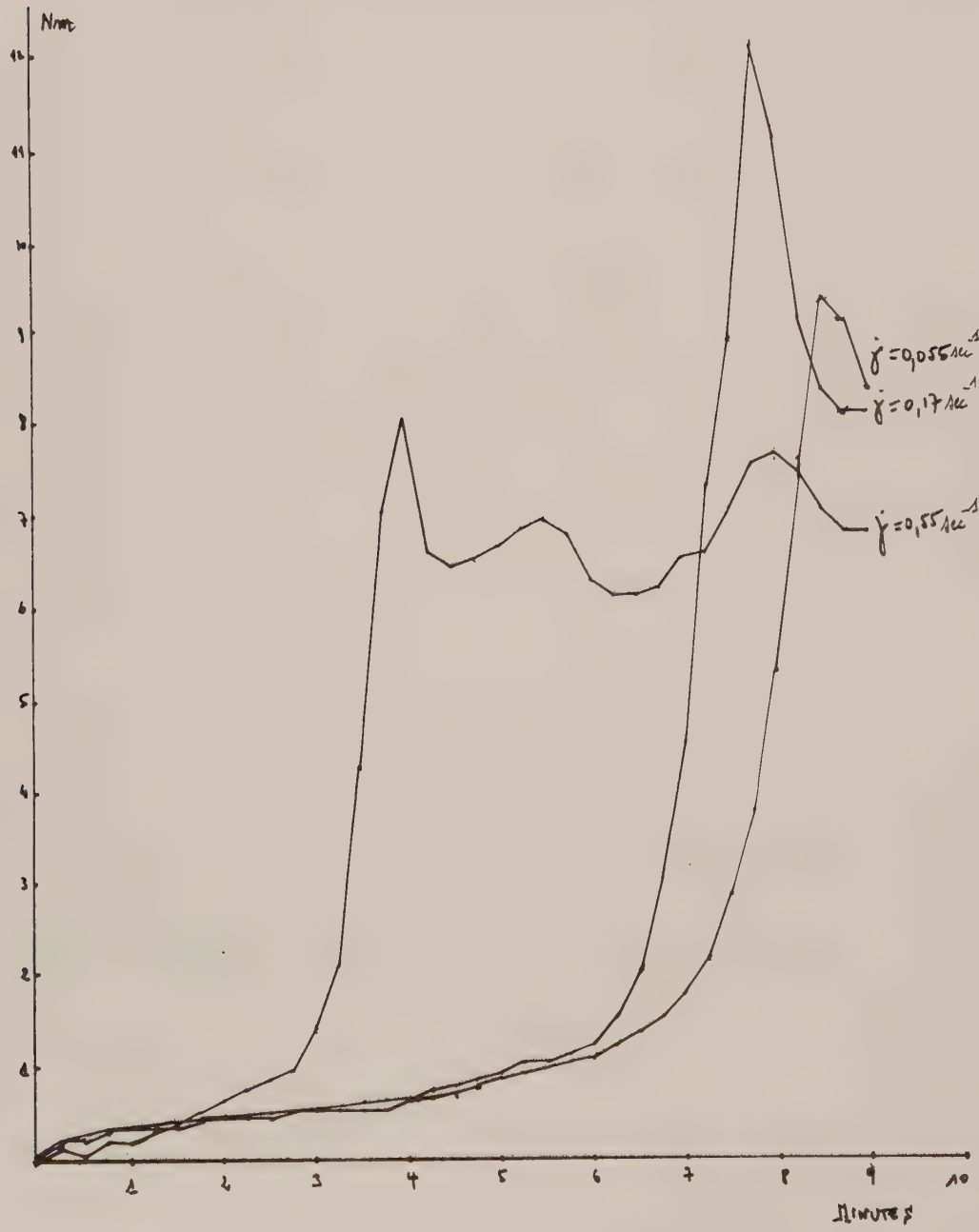
Remarque - Nous avons sélectionné pour être présentées ici quelques-unes des courbes obtenues à partir des résultats expérimentaux de nos manipulations. Ce sont les plus intéressantes et nous pensons que la clarté de ce travail en sera plus grande.

L'interprétation suit la présentation des courbes produit par produit.

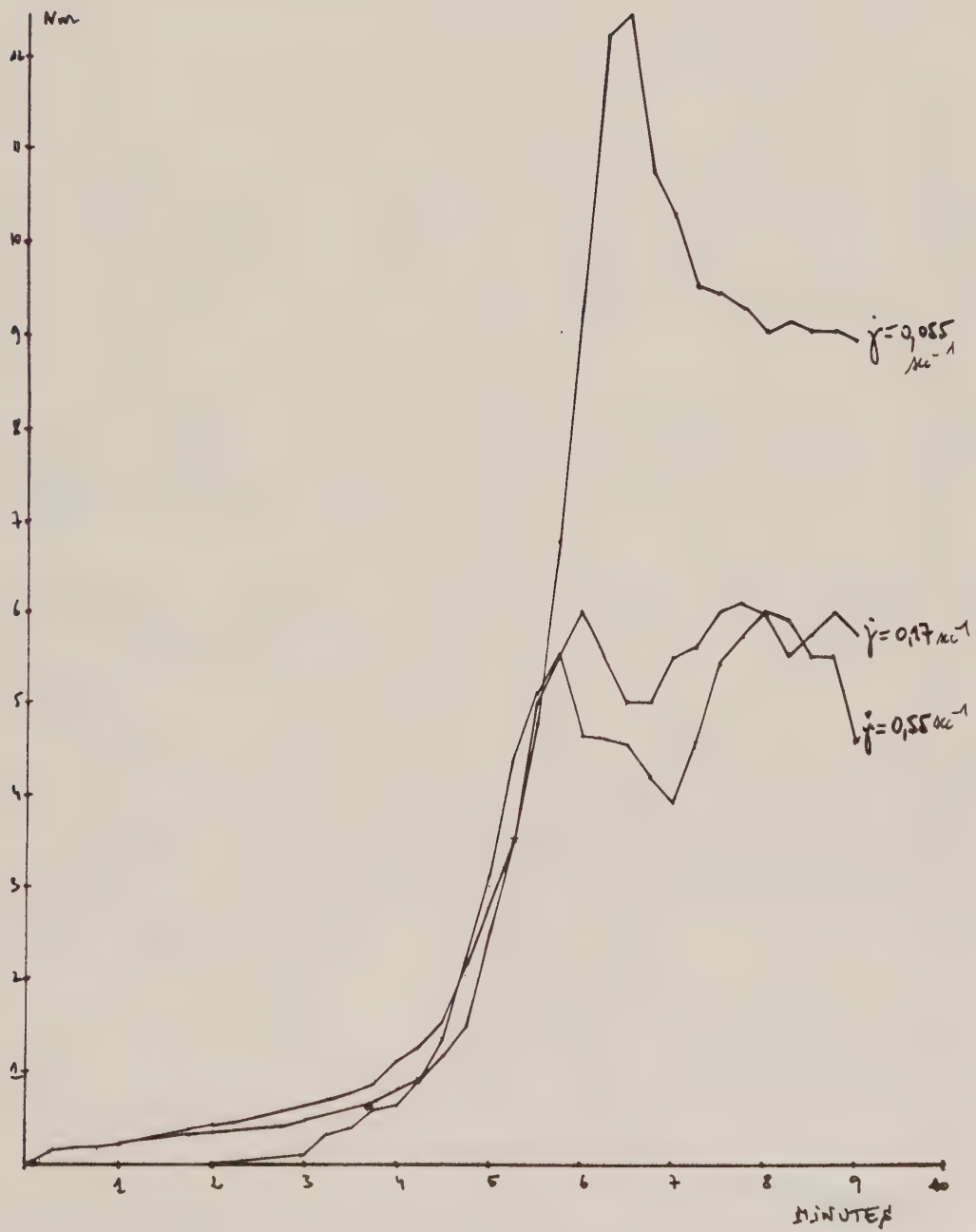
RESULTATS

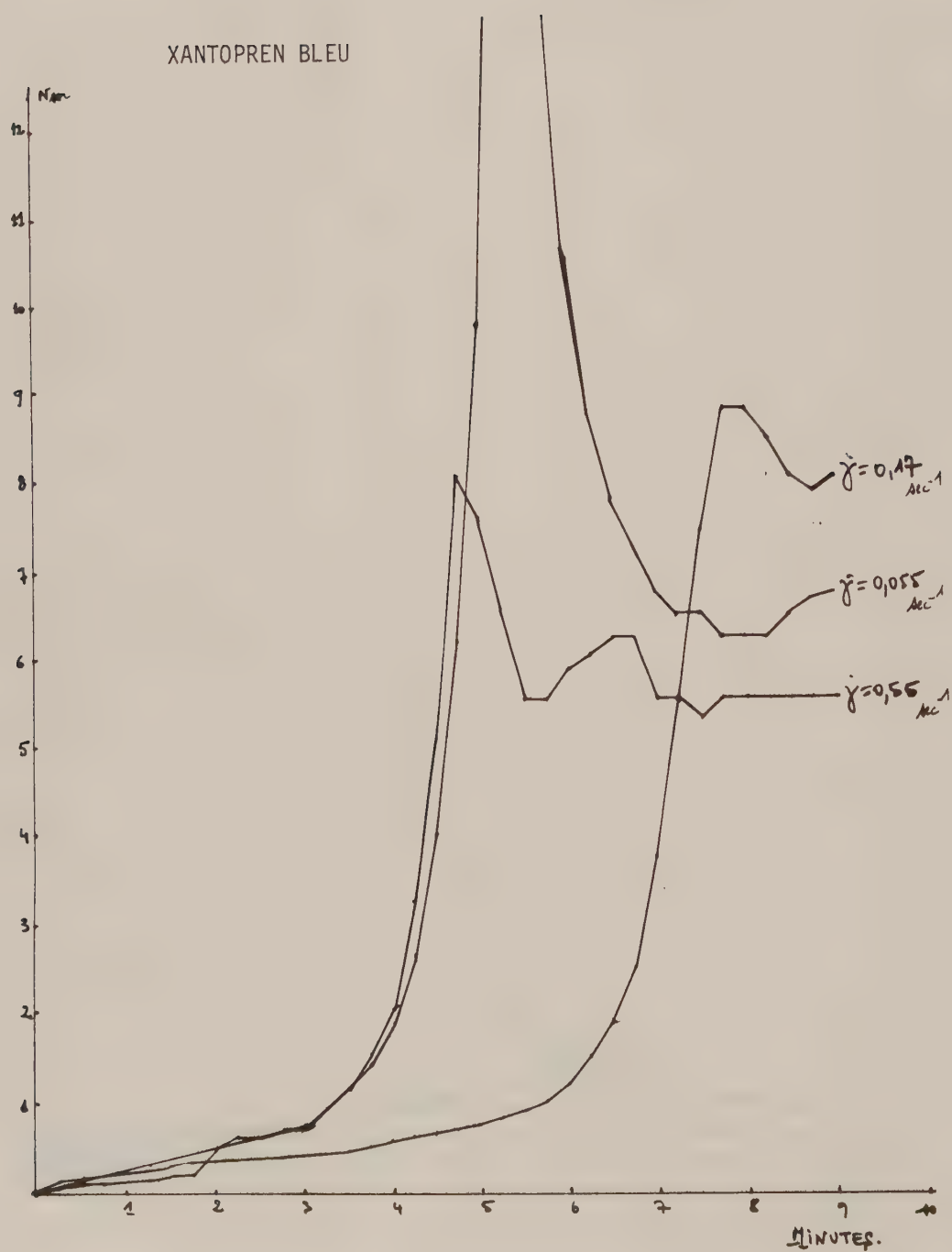
VARIATION DE LA VISCOSITE AU COURS DE LA REACTION DE PRISE

XANTOPREN BLEU



XANTOPREN BLEU





XANTOPREN BLEU

Silicone basse viscosité : Réaction par condensation

Indications en prothèse totale : - Empreintes secondaires
- Lavis de surface après mise en condition tissulaire.

Interprétation des courbes N°1, 2, 3.

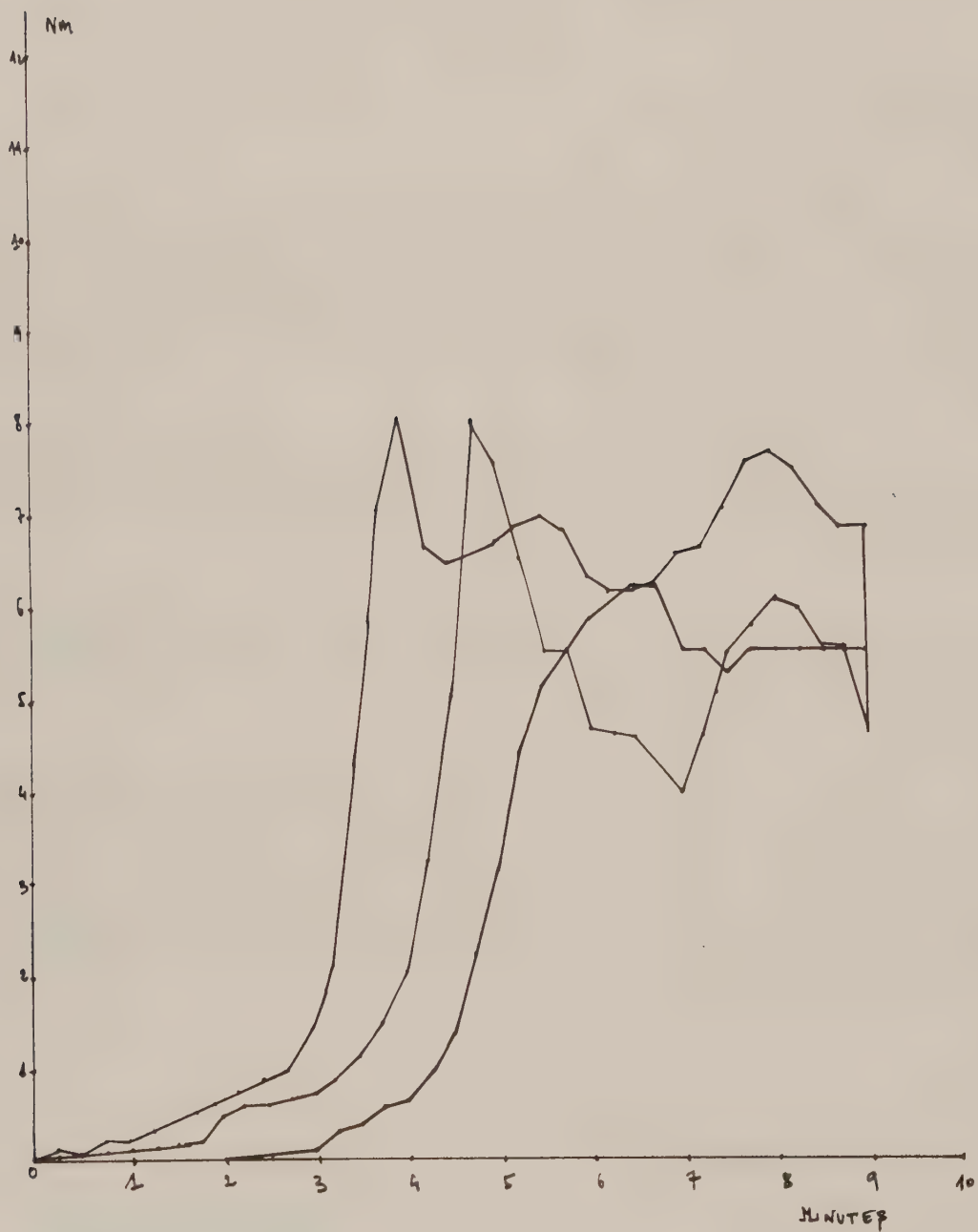
Soumis à trois vitesses de cisaillement différentes, le matériau semble se comporter de la même manière avec une augmentation très rapide de la viscosité. Le matériau reste fluide pendant un laps de temps important à un niveau faible puis la réticulation se fait en moins de trente secondes dans tous les cas et quelques soient les contraintes subies par l'échantillon.

La chute brutale de la courbe correspond au décollement de l'échantillon de la surface du plan. La courbe continue par un plateau qui traduit l'effet de patin contre la surface du plan.

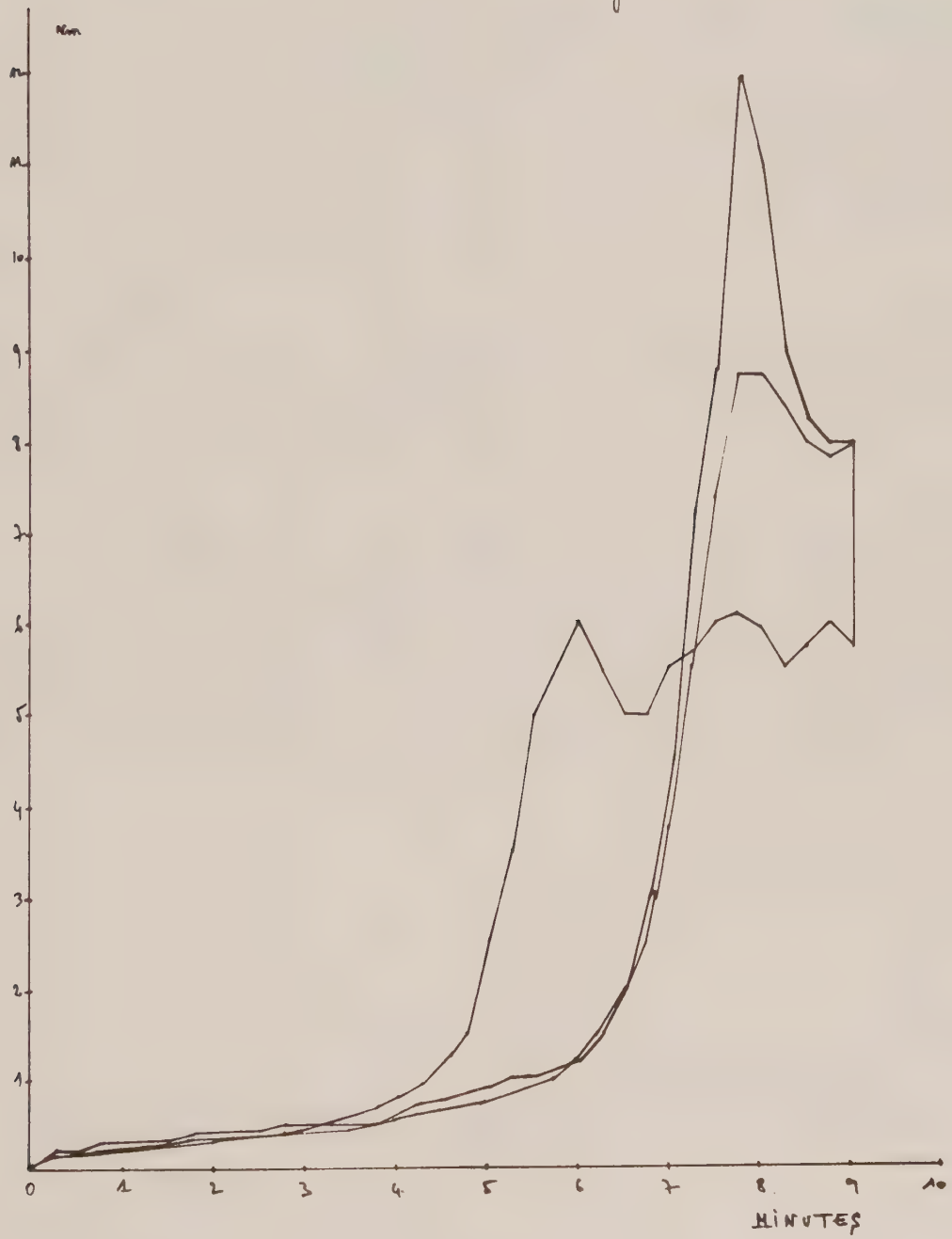
Il est intéressant de constater que la base "Temps" du matériau est très variable, la prise se situant pour la même température, dans un intervalle de temps s'étendant de 4 minutes à 8 minutes.

Quoiqu'il en soit la pente qui traduit la vitesse de la réaction de prise est homothétique sur toutes les courbes. La viscosité initiale très basse permet cliniquement une utilisation satisfaisante avec une insertion aisée. Il ne semble pas que l'on puisse utiliser la variation de la viscosité pour exercer avec le Xantopren bleu une action de mise en place des tissus de soutien prothétique, en raison de la vitesse de prise.

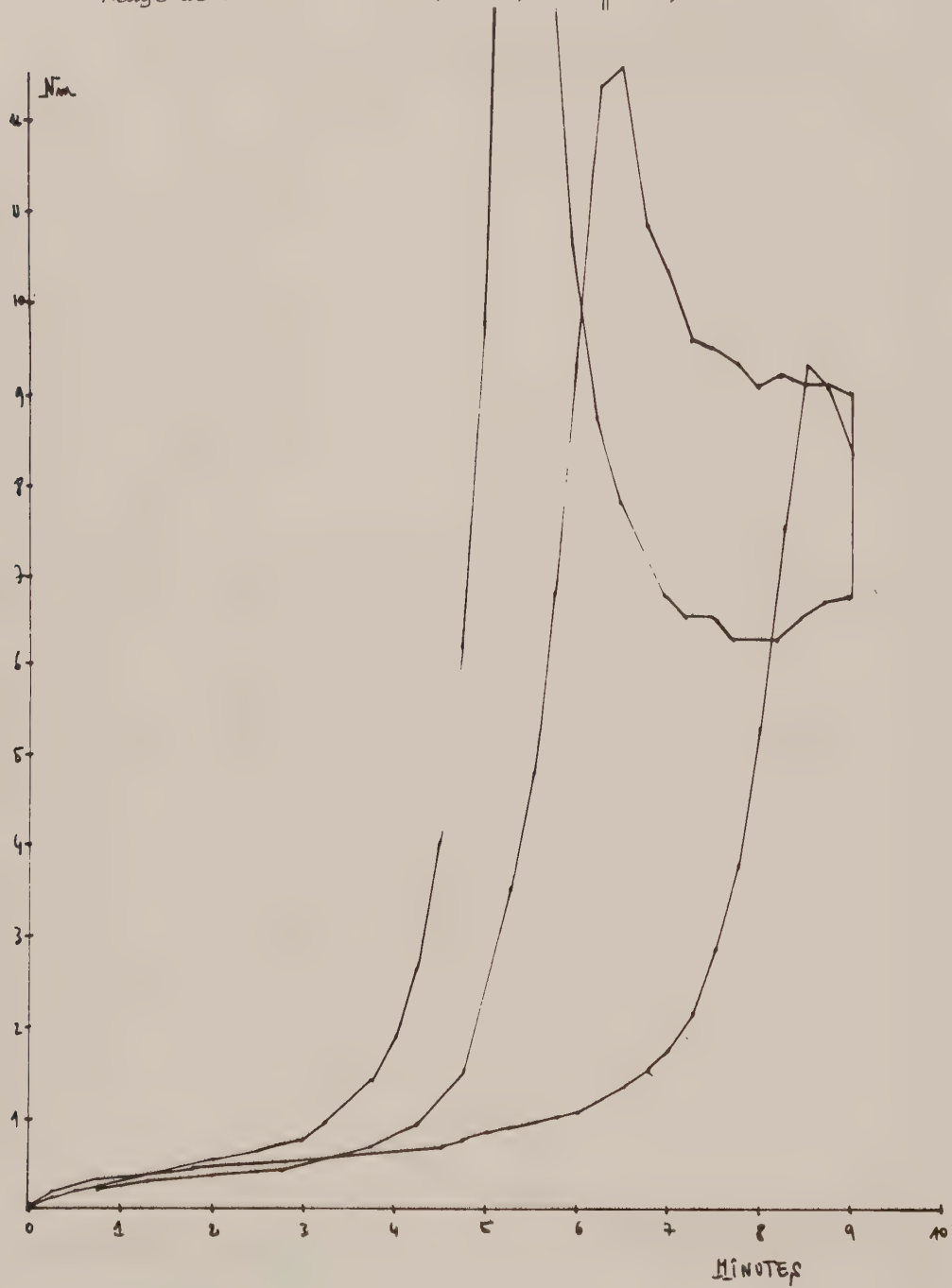
XANTOPREN BLEU

Plage de variation de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$ 

XANTOPREN BLEU

Plage de variation de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$ 

XANTOPREN BLEU

Plage de variation de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$ 

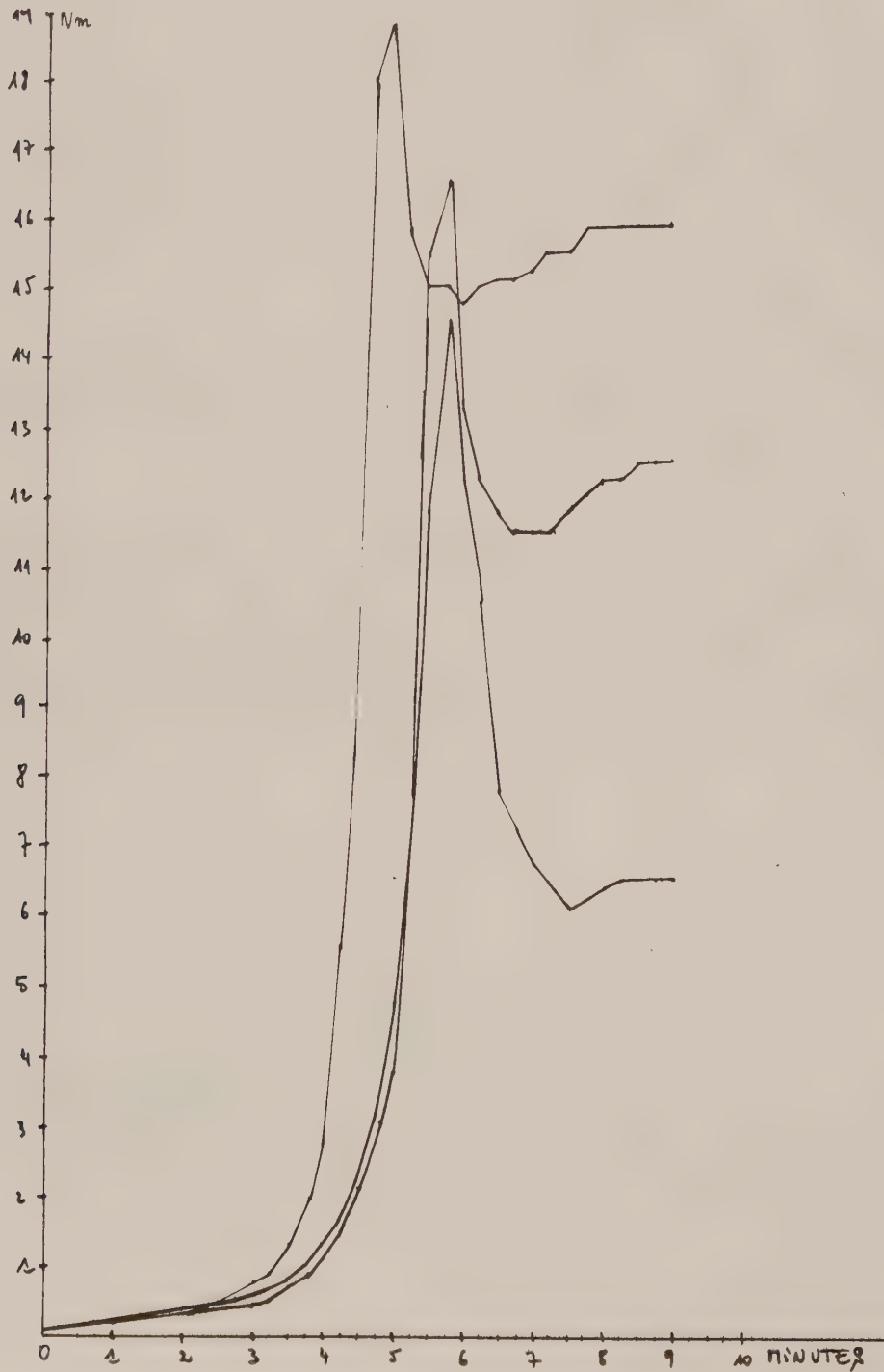
Interprétation des courbes donnant la plage de variation de la viscosité pour des contraintes de cisaillement données.

Pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$, la contrainte de cisaillement est forte. Cela se traduit par un comportement rhéo-épaississant qui entraîne une légère accélération de la prise. Le temps de latence avant le début de la réticulation est pour la température de l'expérimentation inférieur à 3'. Le pic de décrochage est atteint pour un effort de couple faible à peu près identique pour les trois échantillons 8 Nm, 8 Nm et 6 Nm. Le matériau ne peut pas transmettre un effort plus important et patine sur le plan, en raison de la vitesse de rotation du cône.

Pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$, la contrainte est trois fois moindre. Il apparaît un retard dans la réaction de prise et pour la même température que dans l'essai précédent on note un allongement du temps de latence. L'effort de couple transmis est pour deux échantillons surtout, beaucoup plus élevé.

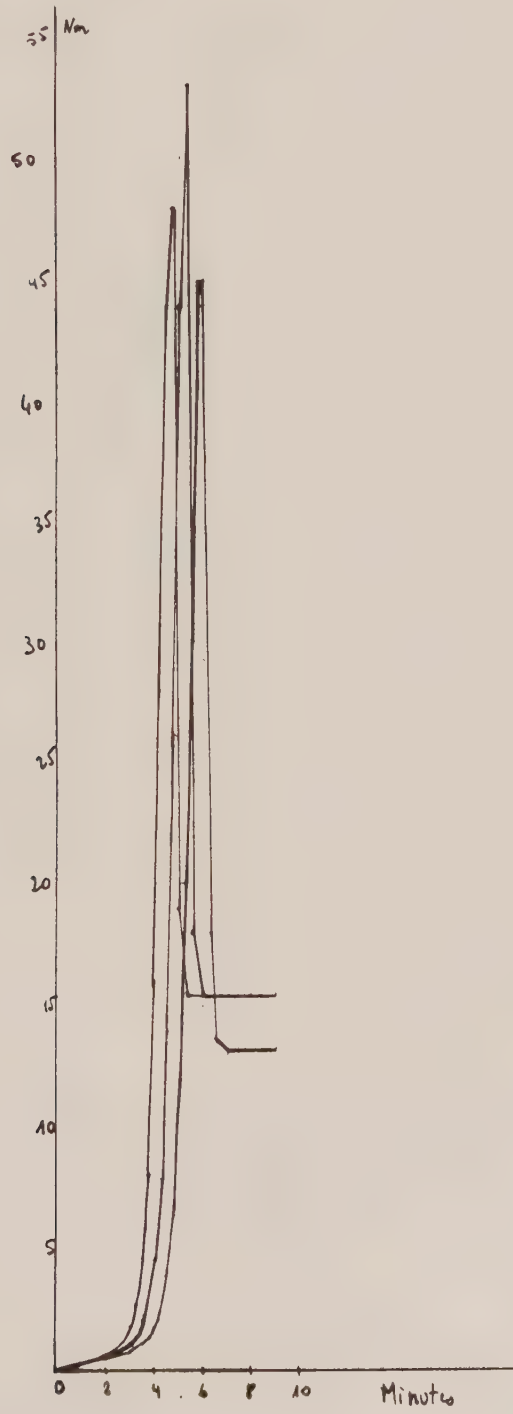
Pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$, la contrainte est dix fois moindre que dans l'essai initial. On ne peut pas tirer de conclusion sur le plan de la prise car les trois courbes bien que semblables sont décalées dans le temps d'une façon importante. Par contre en raison de la rotation très lente du cône, le matériau se montre plus adhérent au plan et transmet un effort de couple important. Les pics de décrochage sont élevés et l'effet de patin résiduel est grand.

XANTOPREN VERT

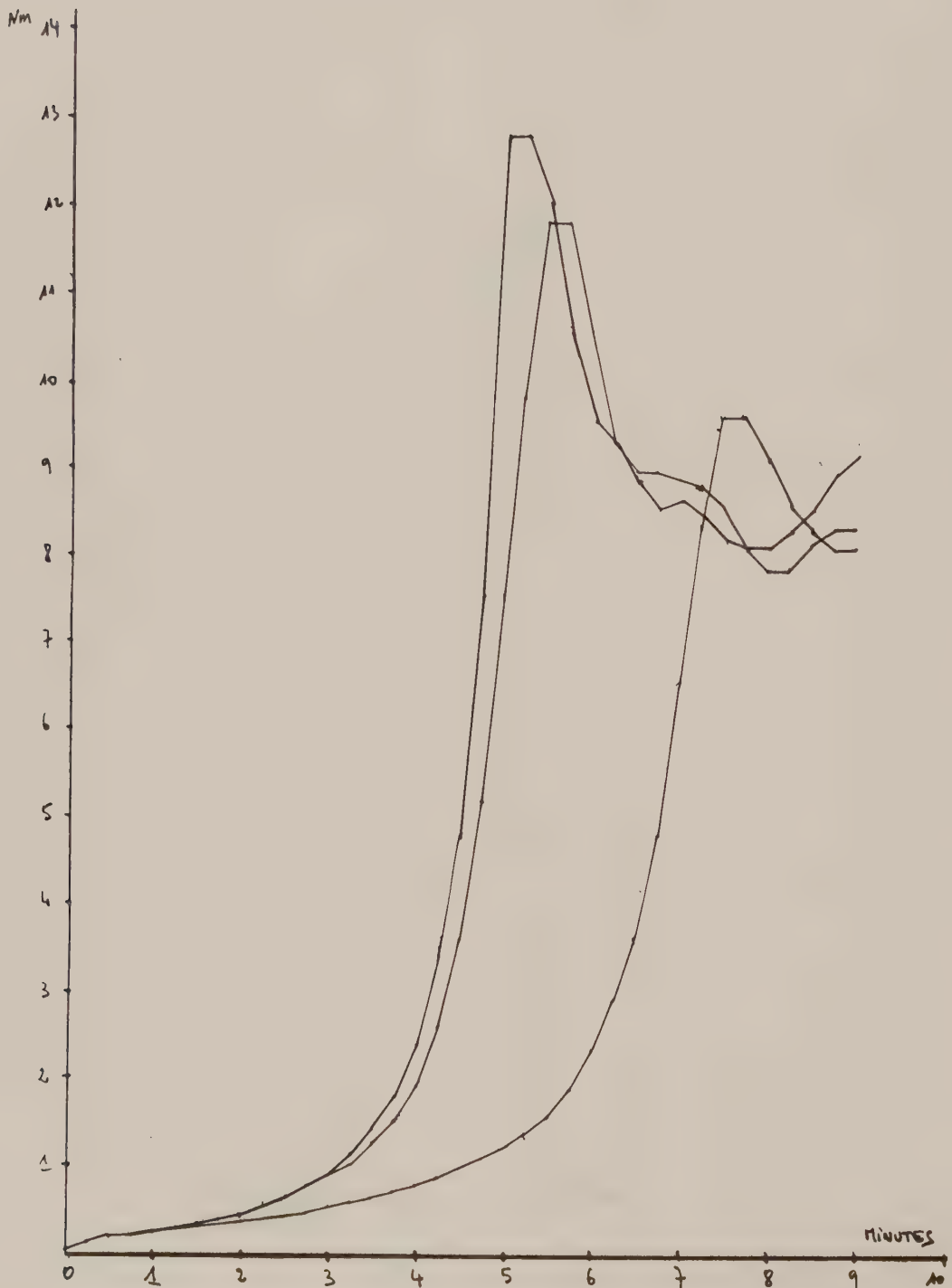
Plage de variation de viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$ 

XANTOPREN VERT

Plage de variation de viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$



XANTOPREN VERT

Plage de variation de viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$ 

XANTOPREN VERT

Silicone par condensation de viscosité moyenne

- Indications en prothèse totale : - Empreintes secondaires avec un P.E.I.
 - Support pour un silicone très basse viscosité dans la technique de lavis car sa définition de surface est insuffisante.

Interprétation des courbes.

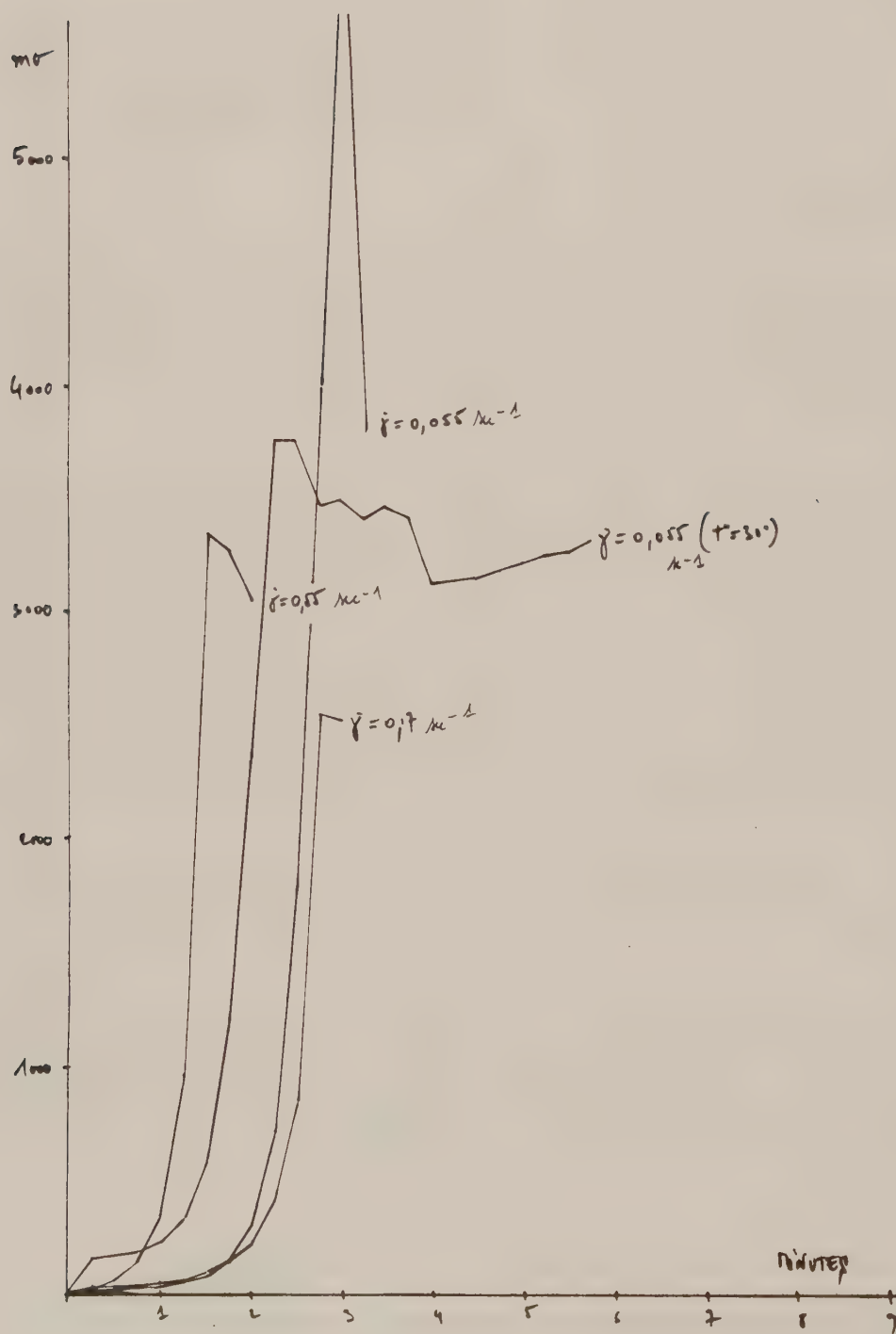
Après analyse des résultats expérimentaux, nous avons retenu les courbes donnant la plage de variation de la viscosité pendant la prise, contrainte par contrainte. L'ordre de grandeur du couple était trop différent d'une série d'échantillons à l'autre pour figurer sur un même graphique.

Pour l'ensemble des courbes, nous constatons une grande régularité dans la réaction de prise. Le pic de réticulation débute vers 3'30" et le décrochement intervient entre 4' et 6'. Les efforts de couple transmis au plan sont fonction de la vitesse de rotation. Plus celle-ci est faible, plus l'adhérence est grande. Le couple enregistré atteint pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$ la valeur de 53 Nm. Pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$ où la vitesse de rotation est un facteur 10 de la précédente, le décrochement intervient entre 10 et 13 Nm. Il découle de cette constatation qu'il est judicieux en pratique quotidienne de retirer l'empreinte d'un coup sec, car c'est de cette façon que les tensions internes dans la masse d'empreinte seront les plus faibles.

Seule une courbe pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$ présente un décalage de la période de latence. On peut penser qu'il s'agit là d'une erreur de dosage.

Le Xantopren vert se présente comme un matériau assez homogène susceptible de donner des résultats assez constants. La viscosité initiale du matériau est faible puisque les efforts de couple transmis pendant les premières minutes ne dépassent pas un Nm comme pour le Xantopren Bleu.

XANTOPREN VERT



XANTOPREN VERT

Il nous a été possible pour cet essai de comparer quatre échantillons aux vitesses de cisaillement choisies. Les trois premiers ont été analysés pour une T° de 22° et le quatrième pour $T^\circ = 30^\circ$.

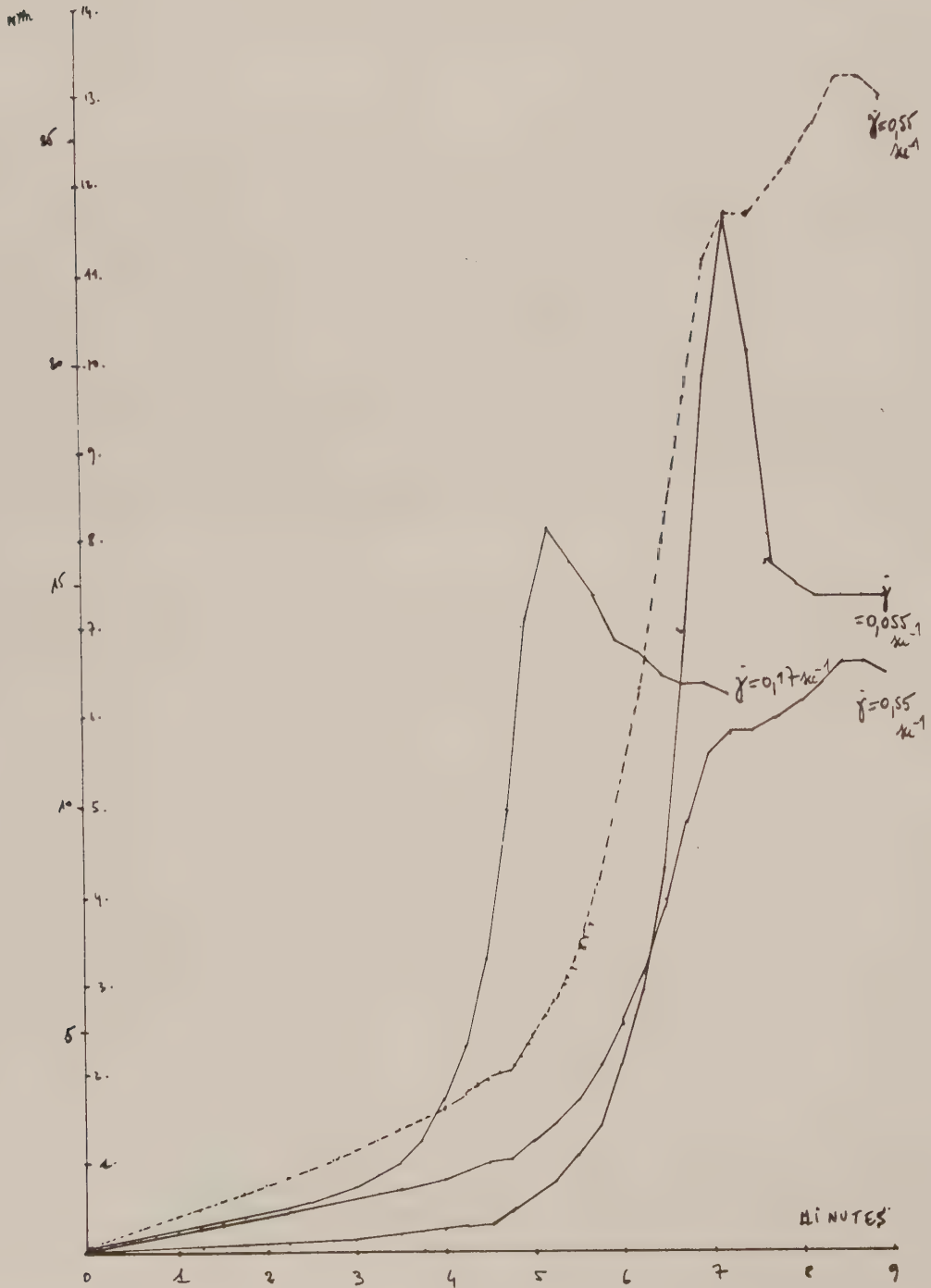
Nous constatons cette fois encore une grande similitude dans la pente qui correspond à la phase de réticulation. L'incidence de la température ne paraît pas se manifester. Par contre, le temps de latence avant le début de prise est raccourci pour tous les échantillons par rapport aux courbes précédentes. Le dosage était celui préconisé par le fabricant. Il s'agissait toutefois d'un lot de produit débouché spécialement pour cette manipulation. Le réactif en particulier ne semble pas avoir des propriétés de conservation évidentes dans sa forme liquide et une cristallisation se produit dans l'embout en polyéthylène qui sert au dosage des gouttes. Ce n'était pas le cas pour cet essai. Nous pensons que le volume des gouttes n'est pas toujours le même et qu'il est fonction de la lumière du tube distributeur.

Avec l'activateur en tube, les problèmes de conditionnement semblent maintenant résolus.

DELICRON REGULAR

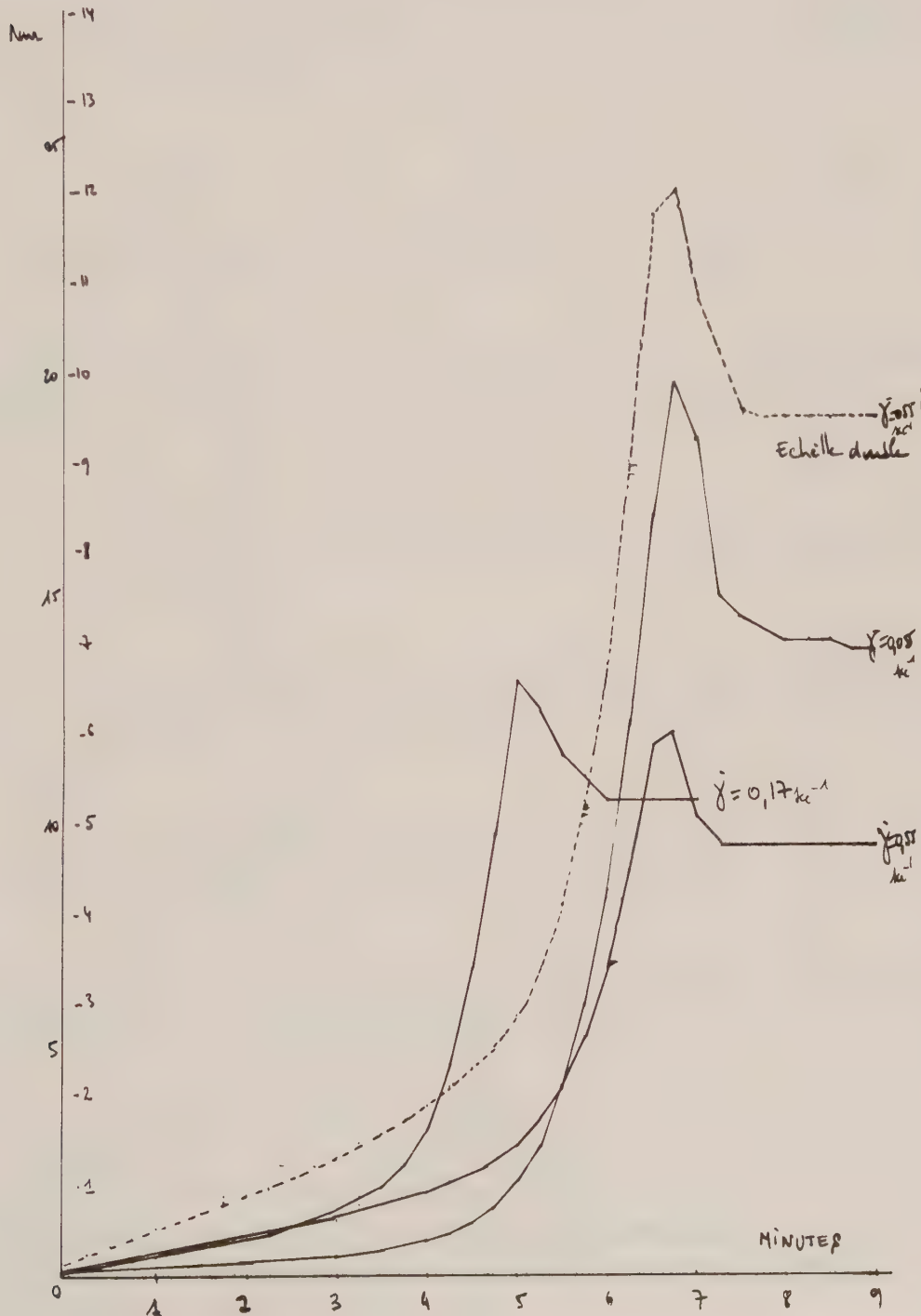
La courbe ---- est à une échelle double des courbes —

Elle permet la comparaison même échelle avec les courbes 1, 2, 3 du XANTOPREN VERT pour vitesse de cisaillement $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$



DELICRON REGULAR

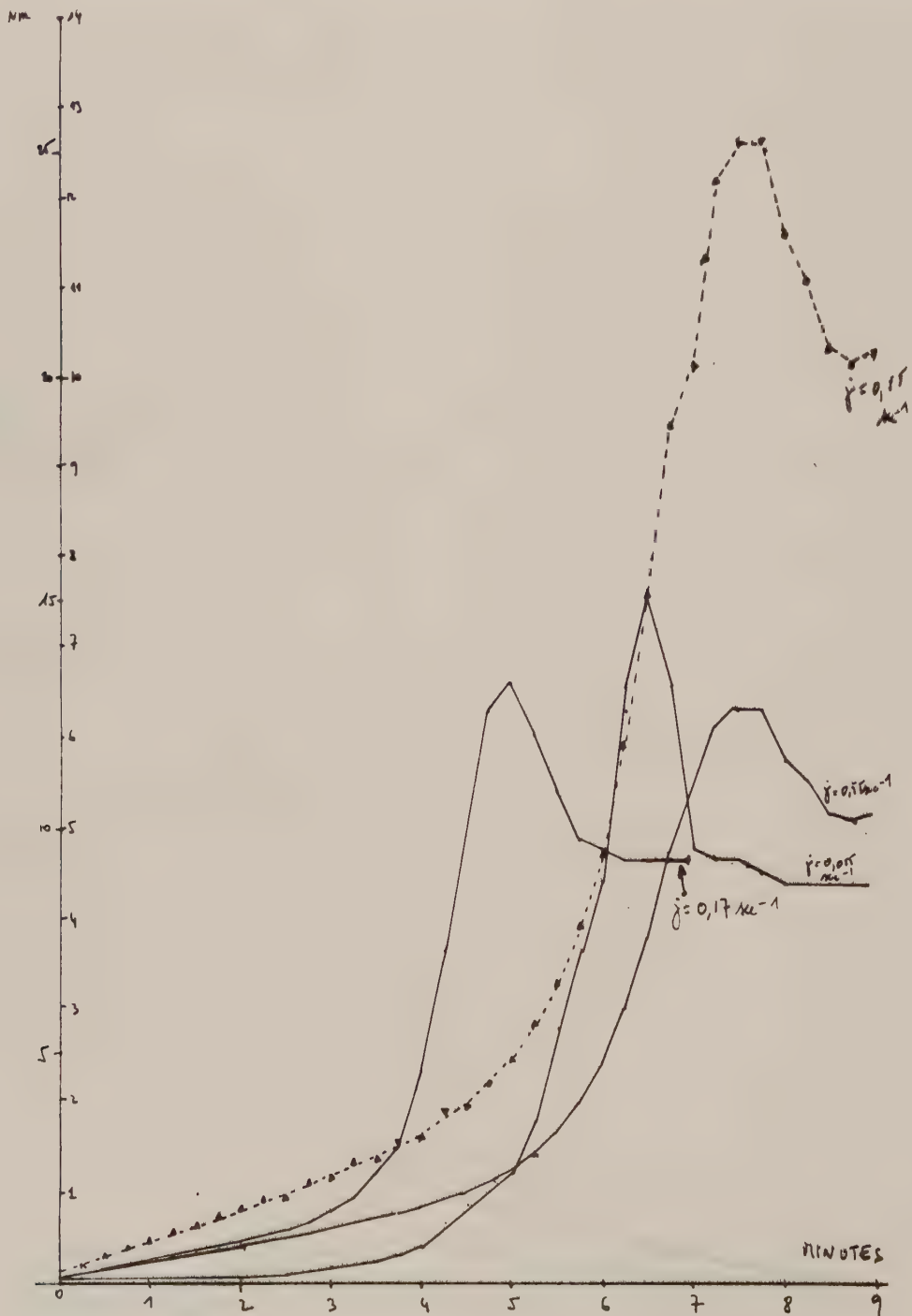
La courbe ---- est à une échelle double de la courbe — $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$
 Elle permet la comparaison même échelle avec les courbes 1, 2, 3 du
 XANTOPREN VERT pour vitesse de cisaillement $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$



DELICRON REGULAR

La courbe ---- $\dot{\gamma} = 0,55$ est à une échelle double de la courbe 0,55 ———

Elle permet la comparaison à même échelle avec les courbes 1, 2, 3 du XANTOPREN VERT pour vitesse de cisaillement $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$



DELICRON REGULAR

Le Delicron de la firme BAYER est un silicone de viscosité moyenne à prise par condensation et destiné selon les indications de son fabricant à la prise d'empreintes double mélange en prothèse conjointe. Il permet également la réalisation d'empreintes de prothèse adjointe partielle et totale.

Interprétation des courbes.

L'échelle pour la lecture des efforts de couple pour les trois vitesses de cisaillement se trouve sur la gauche de l'axe des ordonnées.

L'échelle située à droite a servi au tracé de la courbe de réponse du Delicron regular pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$, afin de permettre une comparaison même échelle avec le Xantopren Vert qui se rapproche beaucoup de ce produit.

Pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$, nous constatons un effet rhéo-épaississant qui se retrouve sur les trois échantillons, puisque le pic de réticulation se situe pendant la 4ème minute.

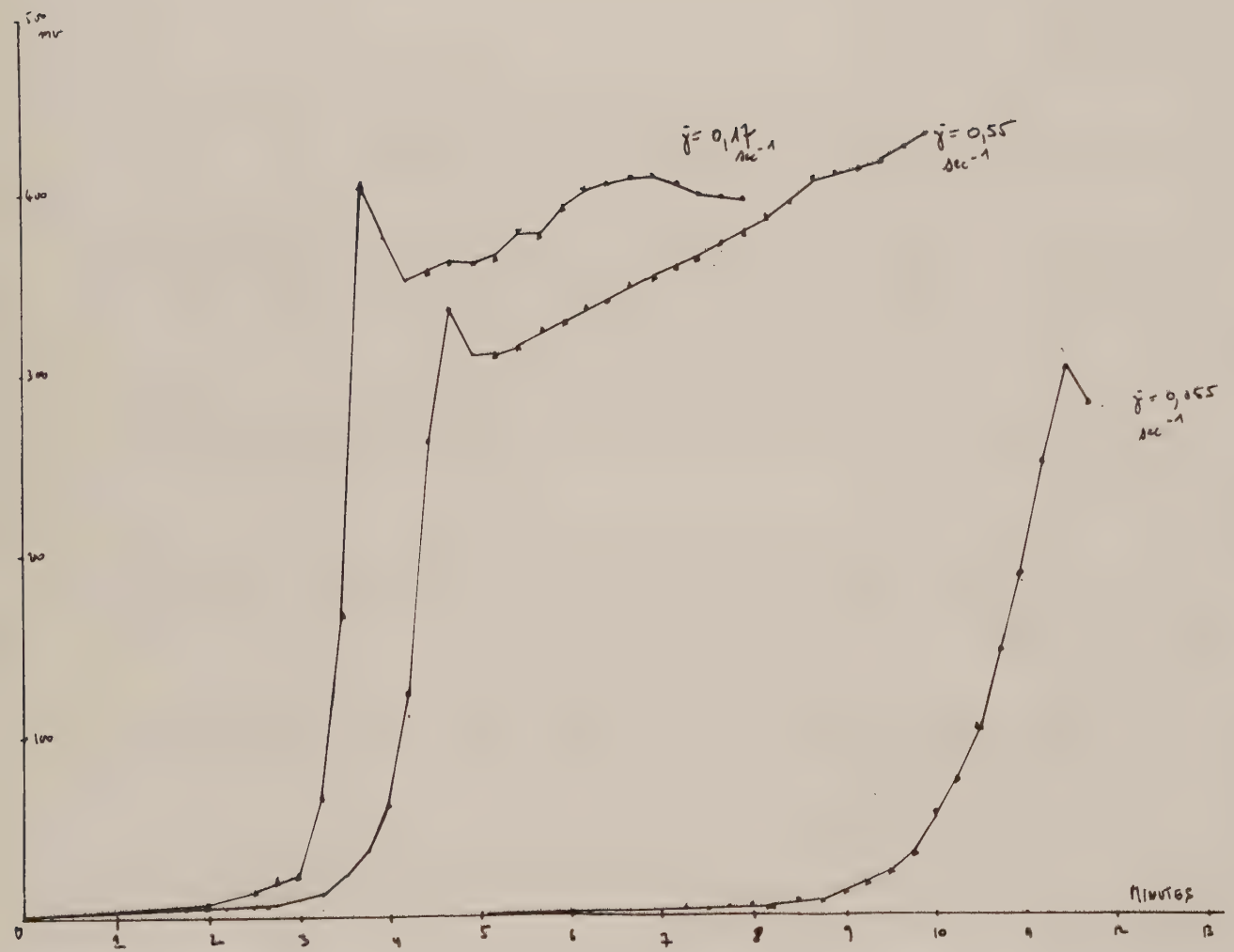
Pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$, la contrainte de cisaillement augmente le temps de prise en retardant le début de la réticulation qui se situe après 6' avec une pente plus faible.

Pour les trois échantillons à $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$, le matériau reste très fluide pendant quatre minutes et se polymérise entre 5' et 6'.

Ce matériau donne un aspect de surface très lisse au contact du plan et les valeurs de décrochement sont assez proches les unes des autres avec un effet de patin de niveau presque identique.

Si nous comparons le Delicron Regular au Xantopren Vert pour une vitesse de cisaillement de $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$, nous constatons l'identité entre les deux matériaux quant à leur type de réaction mais aussi à leur variation de viscosité. La seule différence se situe sur la durée du temps de travail, plus longue chez Delicron, ce qui permet dans la technique double mélange, la mise en place autour des préparations du produit très basse viscosité avec une seringue, puis l'introduction du porte-empreinte, garni du matériau de compression.

DELICRON LIGHT BODY



DELICRON LIGHT BODY

Silicone de très basse viscosité associé au Delicron Regular dans les techniques double mélange.

Indications en prothèse totale : - Permet un lavis de surface dans les mises en condition tissulaire pour glacer l'intrados
 - Permet d'augmenter la définition de surface des empreintes secondaires réalisées avec des silicones de la même famille.

Interprétation des courbes.

Comme les autres silicones à réaction de condensation "BAYER", le Delicron Light Body présente un pic de réticulation extrêmement pentu.

A la précision de dosage près, nous voyons sur les courbes un effet rhéo-épaississant pour les vitesses de cisaillement les plus fortes, alors que le temps de latence est très allongé pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$.

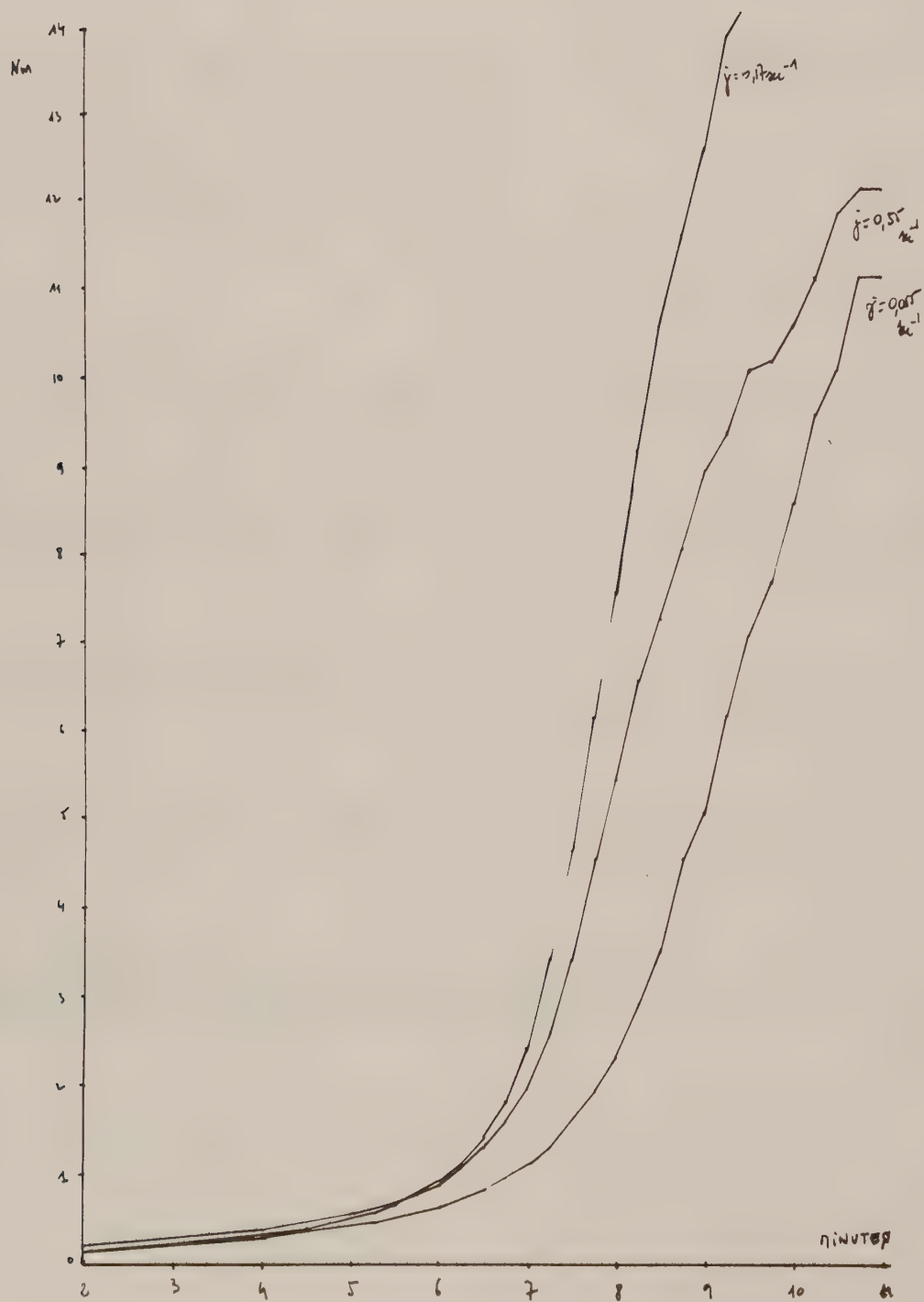
L'adhérence du matériau au plan est identique sous les trois contraintes et le décrochement se fait à peu près pour les mêmes valeurs avec un effet de patin classique pour ces matériaux.

De la même famille que le Xantopren bleu, le Delicron Light Body présente une fluidité plus grande au départ et les efforts de couple transmis restent à des valeurs totales plus faibles.

La similitude entre les deux produits est grande et les courbes de l'un comme de l'autre présentent le même angle de pente ce qui confirme leur parenté chimique.

En définitive, leur utilisation respective recouvre les mêmes champs d'application en prothèse totale.

PERMLASTIC



PERMLASTIC

Matériau déjà introduit sur le marché depuis de nombreuses années, il permet de réaliser des empreintes secondaires en prothèse totale de même que son usage est grand en prothèse conjointe.

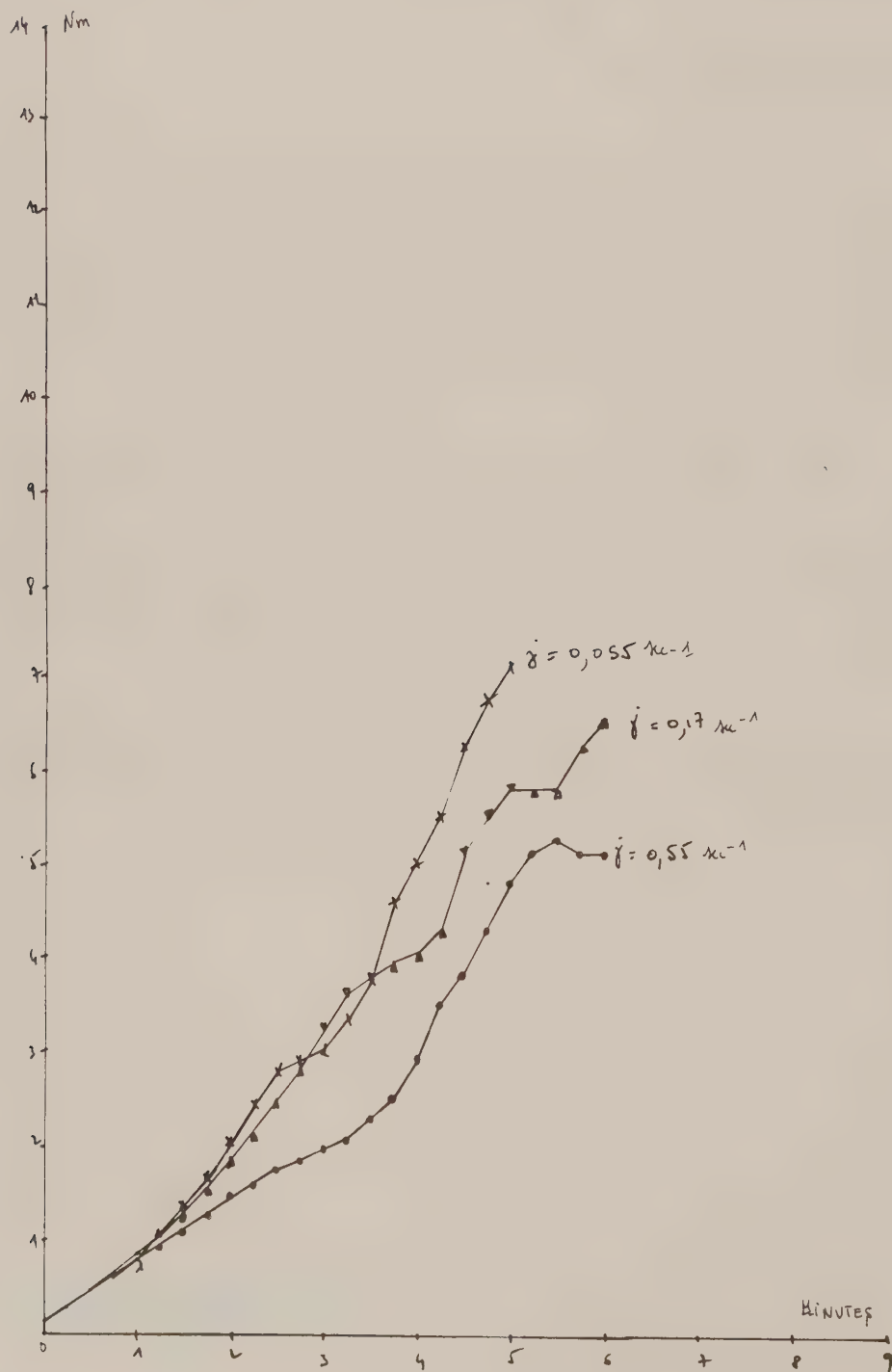
Interprétation des courbes

Quelles que soient les contraintes appliquées aux échantillons, nous constatons une grande similitude dans la prise pour le Permlastic. Le matériau, nous le rappelons, est un polysulfure. Sa réaction de prise est assez lente et se poursuit encore après que le matériau ait atteint un état solide comme l'a montré POGGIOLI. Son caractère collant se manifeste pendant l'essai et au bout de 10 minutes il n'y a pas eu de décrochement au niveau du plan.

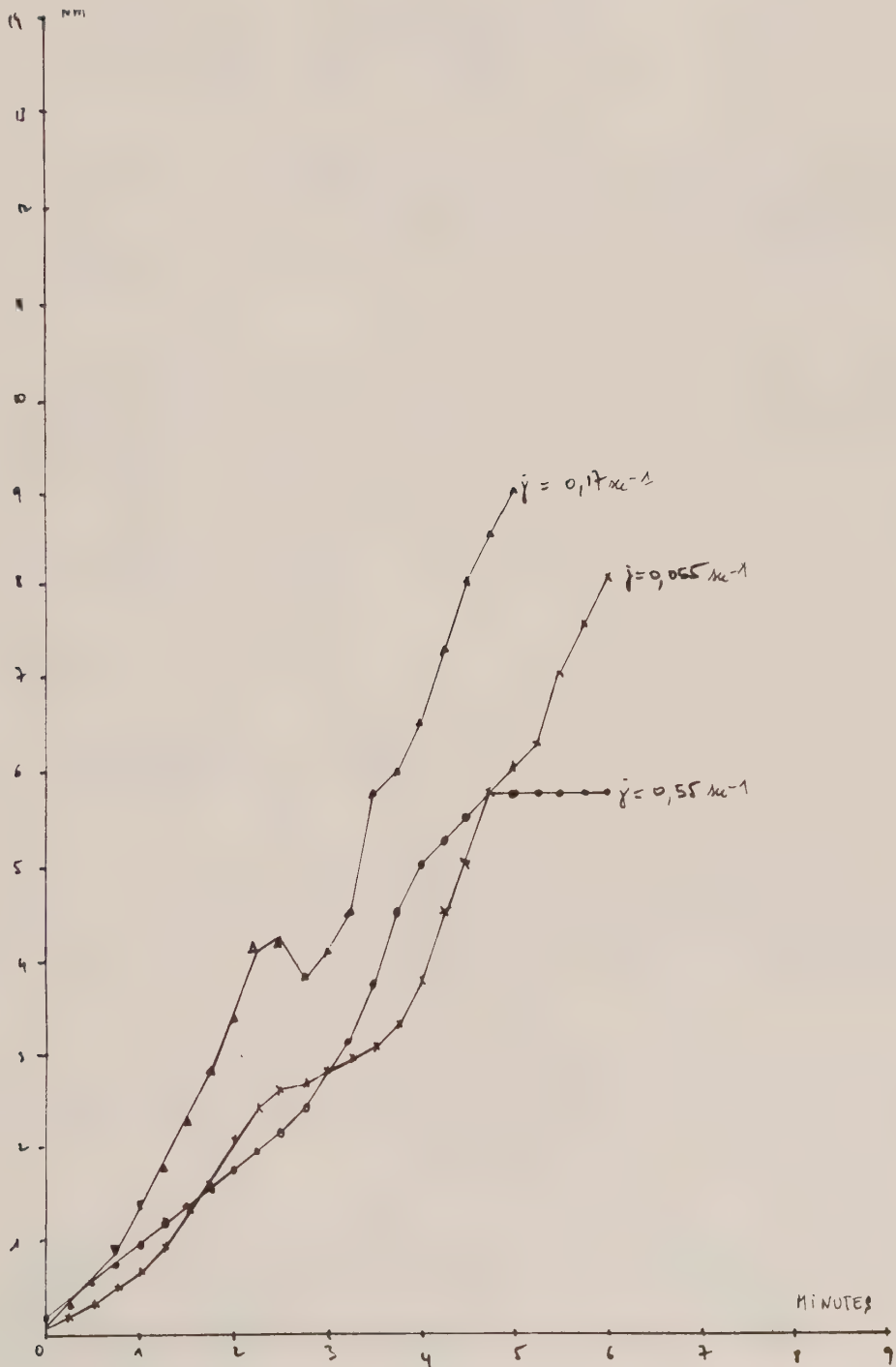
Nous ne pouvons pas affirmer que les diverses vitesses de cisaillement aient un effet quelconque sur la vitesse de condensation car la courbe de réponse pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$ se trouve placée entre $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$ et $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$. Il est probable que le décalage dans le temps soit le fait d'un dosage irrégulier. Pour les trois échantillons qui ont été étudiés, à la même température, nous constatons toutefois que la prise réelle commence pour $t = 5'$.

Cliniquement en raison de sa viscosité initiale, le Permlastic a la même indication que les silicones basses viscosités tels que Xantopren Bleu, Delicron Light Body.

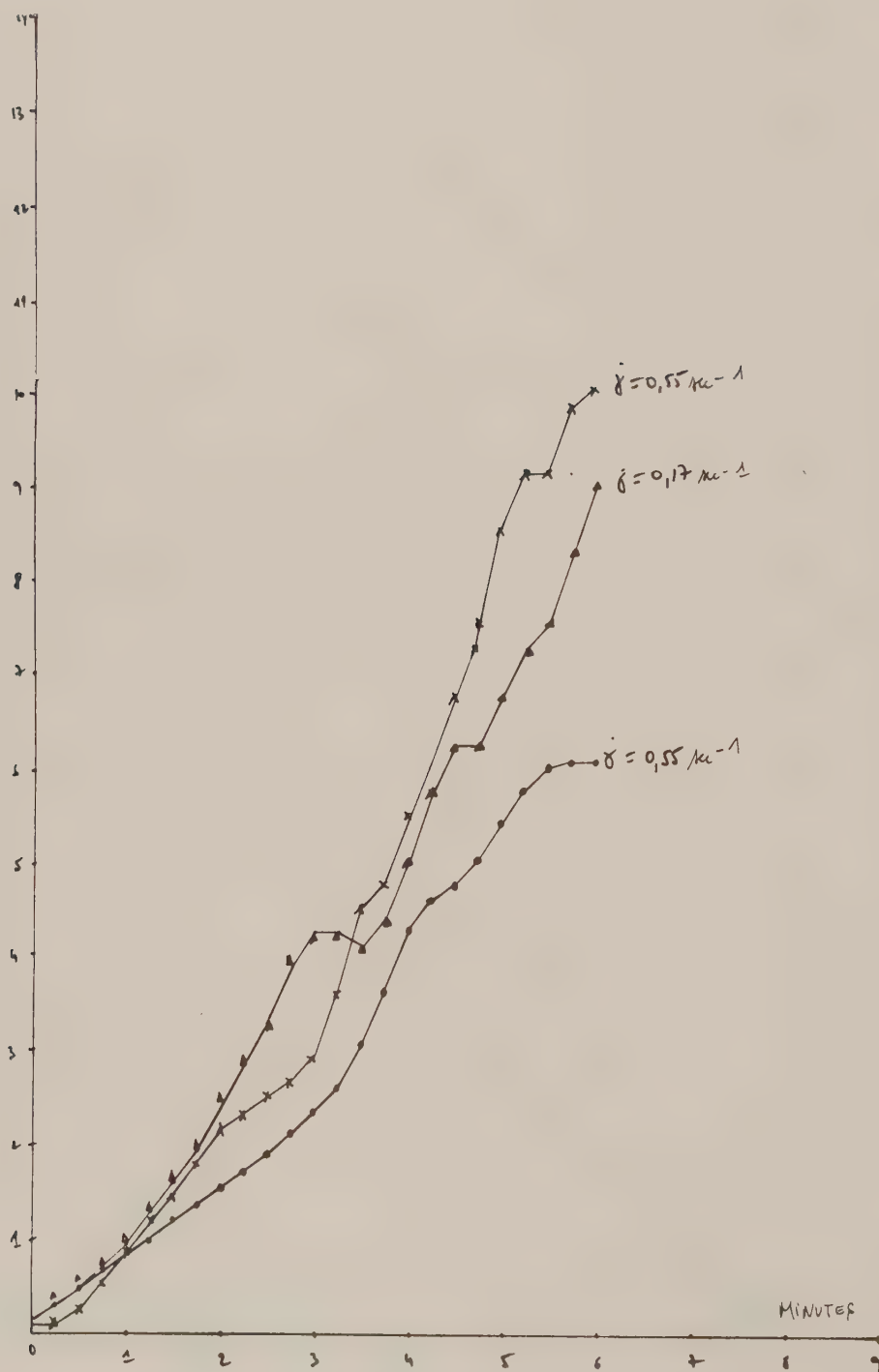
EUROGUM S2 REGULAR



EUROGUM S2 REGULAR



EUROGUM S2 REGULAR



EUROGUM S2 REGULAR

Commercialisé par la firme SPAD, l'Eurogum est présenté sous trois formes de viscosité différente :

le S 1	Heavy body	Très haute viscosité
le S 2	Regular body	Viscosité moyenne
le S 3	Light body	Basse viscosité

Nous avons cherché à étudier les trois matériaux mais le S 1 est trop épais et décrochait presque instantanément du plan ce qui ne nous a pas permis de tracer des courbes satisfaisantes. Par contre, en contrainte écoulement, son étude a été réalisée.

Nous exposons ici nos résultats avec le S2 qui peut servir pour la prise d'empreintes secondaires en prothèse totale comme de support au S3 en technique double mélange pour la prothèse conjointe.

Ces silicones possèdent des noyaux vinyle ; ce sont donc des élastomères dont la prise se fait par addition.

Interprétation des courbes.

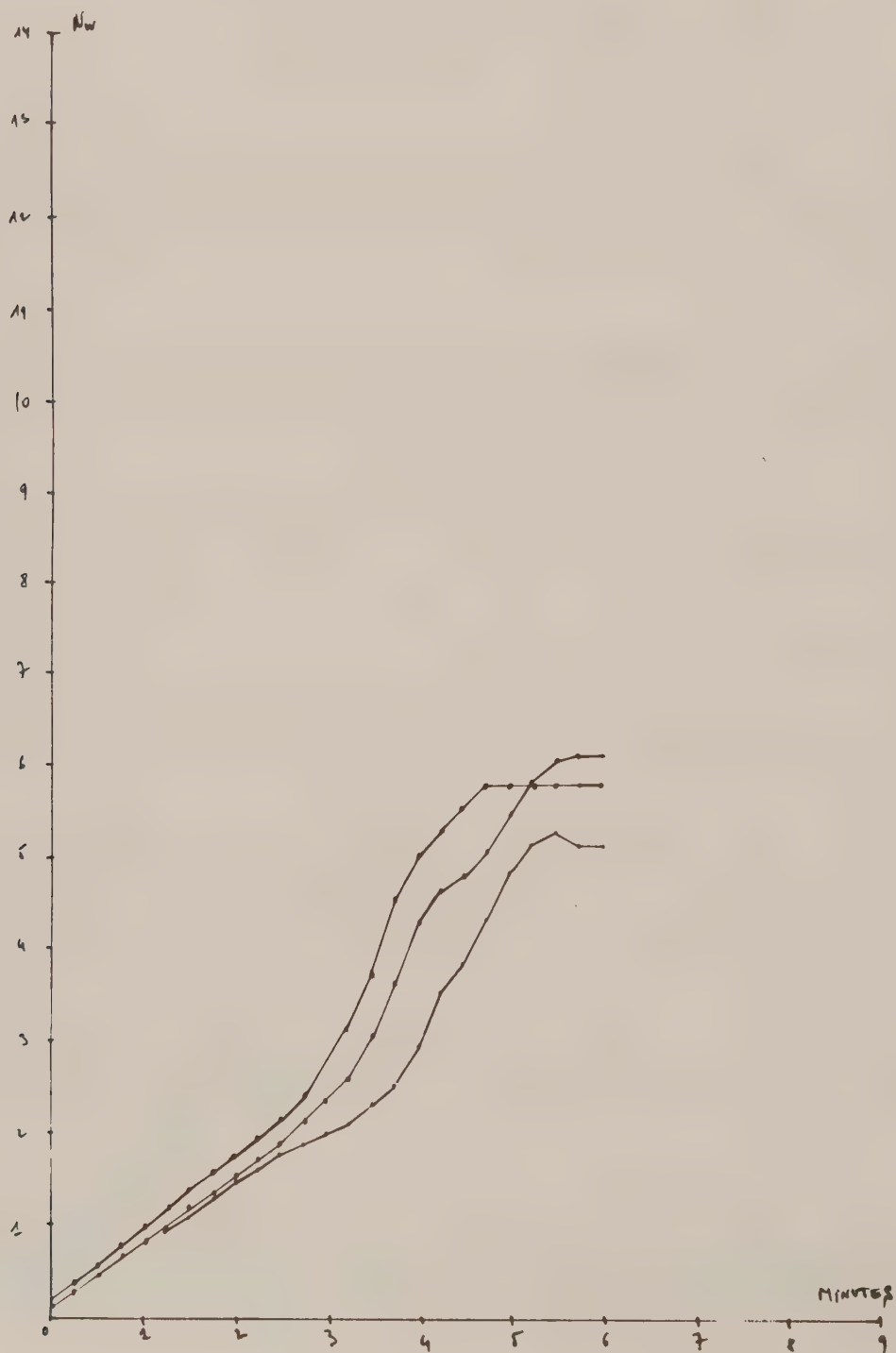
Par rapport aux silicones par condensation nous constatons un tracé totalement différent.

Dès l'introduction de l'échantillon dans l'entrefer plan-cône et après que la cinématique ait été lancée le matériau commence à se réticuler. Le durcissement est assez rapide mais il n'y a pas de pic important comme avec le Xantopren Vert par exemple, qui est l'homologue du S2.

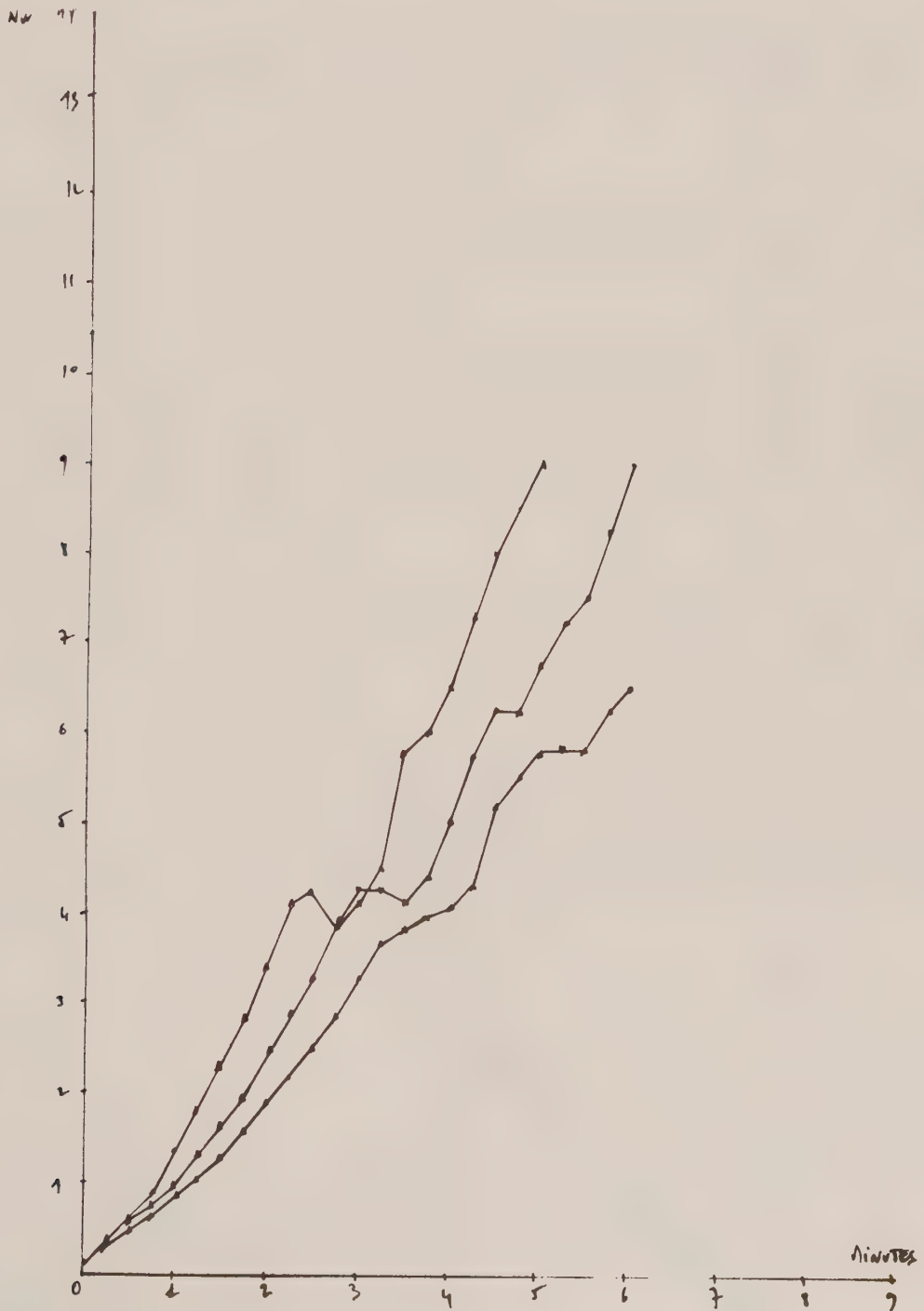
Pour les forces de cisaillement en présence, il ne semble pas qu'il soit possible de leur attribuer un effet quelconque sur la vitesse de la réticulation.

Toutefois pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$, nous pouvons voir sur les courbes, une diminution de la viscosité qui se situe vers le milieu de la courbe avant que le matériau ne soit totalement réticulé.

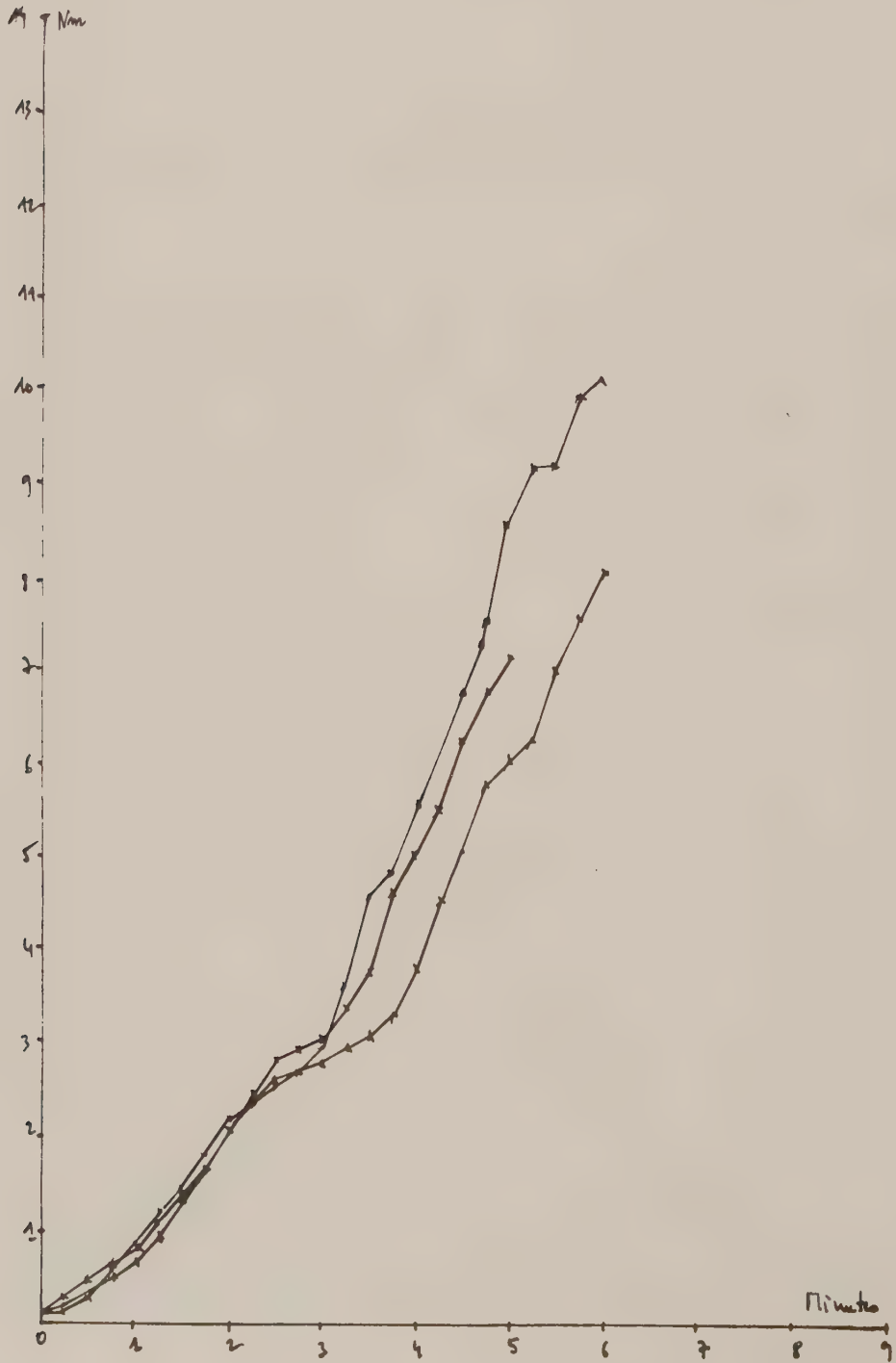
EUROGUM S2 REGULAR

Plage de variation de la viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$ 

EUROGUM S2 REGULAR

Plage de variation de la viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$ 

EUROGUM S2 REGULAR

Plage de variation de la viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$ 

EUROGUM S2 REGULAR BODY

Interprétation des courbes donnant la plage de variation de la viscosité pour des contraintes de cisaillement données.

Les remarques exposées précédemment se confirment ici. Pour chacune des forces de cisaillement nous constatons un type de tracé qui se répète avec un léger décalage dans le temps.

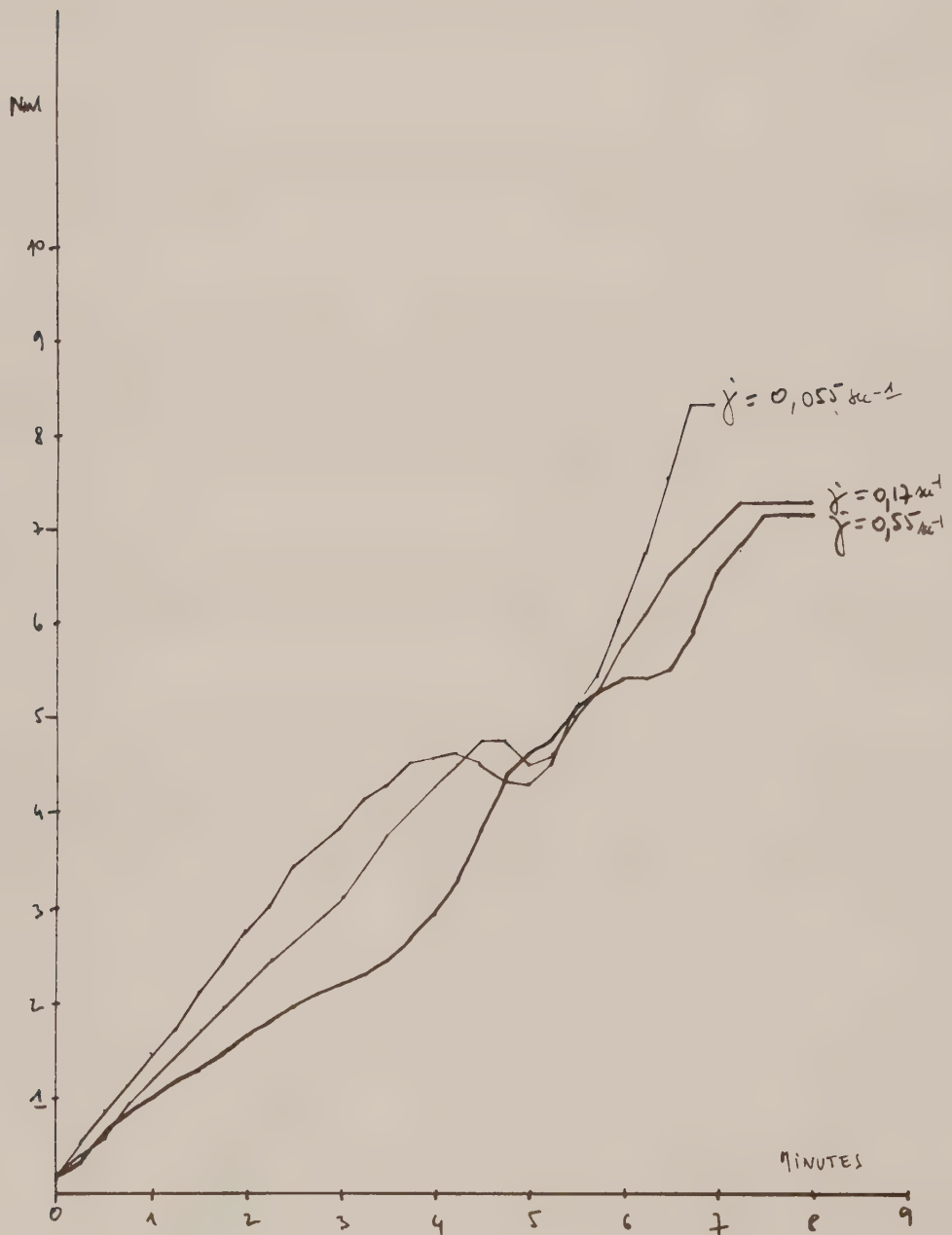
Pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$, l'effet de patin se produit pour un effort de couple de 5 à 6 Nm. La courbe de réticulation est régulière ce qui correspond bien à la chimie de ces élastomères.

Pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$, la plage de variation reste très modérée. L'état solide est atteint dès la fin de la quatrième minute. On retrouve sur ces courbes un léger fléchissement avant la prise complète que l'on pourrait assimiler à un très léger comportement thixotropique qui est surmonté par la suite par la réticulation qui devient prépondérante.

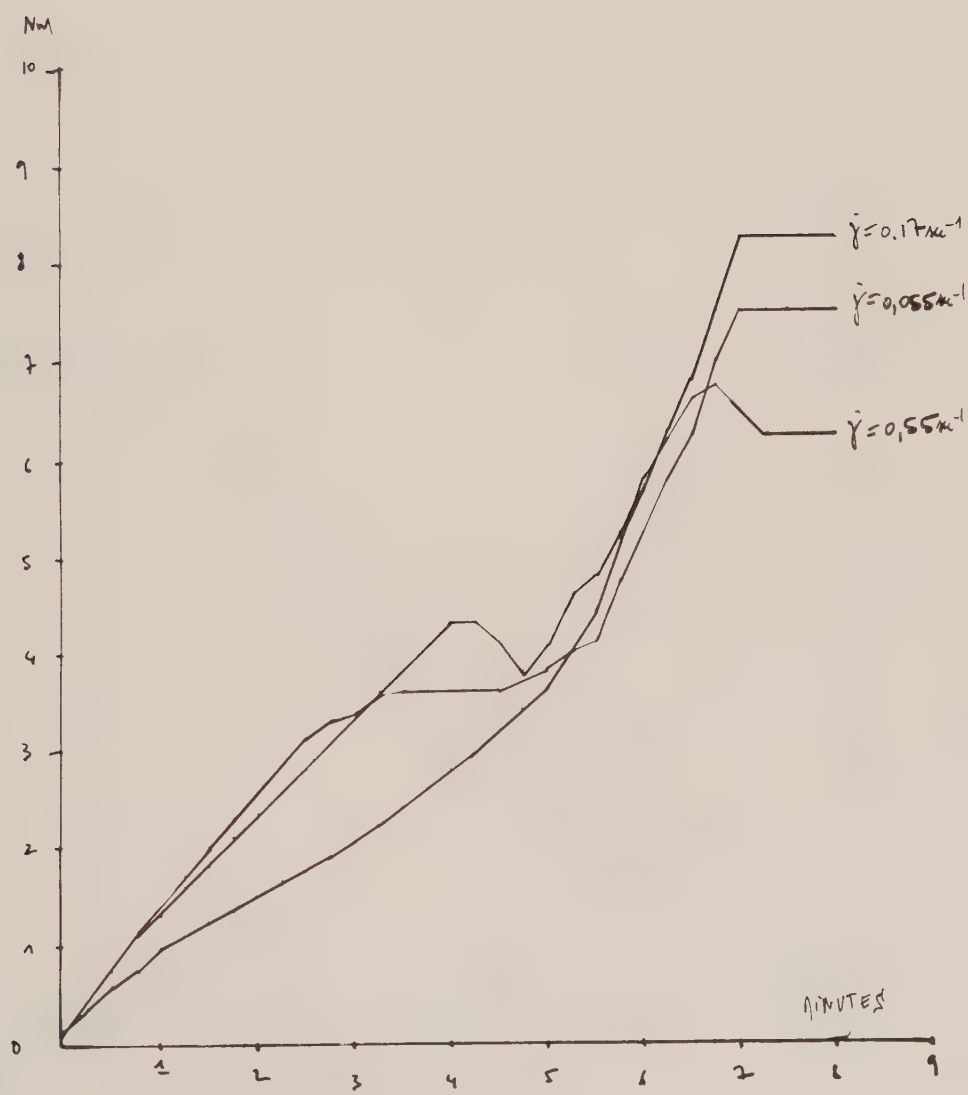
Cliniquement, le S2 se présente comme un matériau dont la variation de viscosité continue peut être envisagée comme utilisable pendant la prise d'empreinte pour obtenir un effet fonctionnel.

Pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$, la contrainte de cisaillement est très faible. La réaction de polymérisation est très régulière à la fois dans le temps et en effort de couple transmis au plan. Le matériau se montre assez adhérent au plan et les valeurs atteintes en patin continuent de croître pour cette vitesse de rotation très lente.

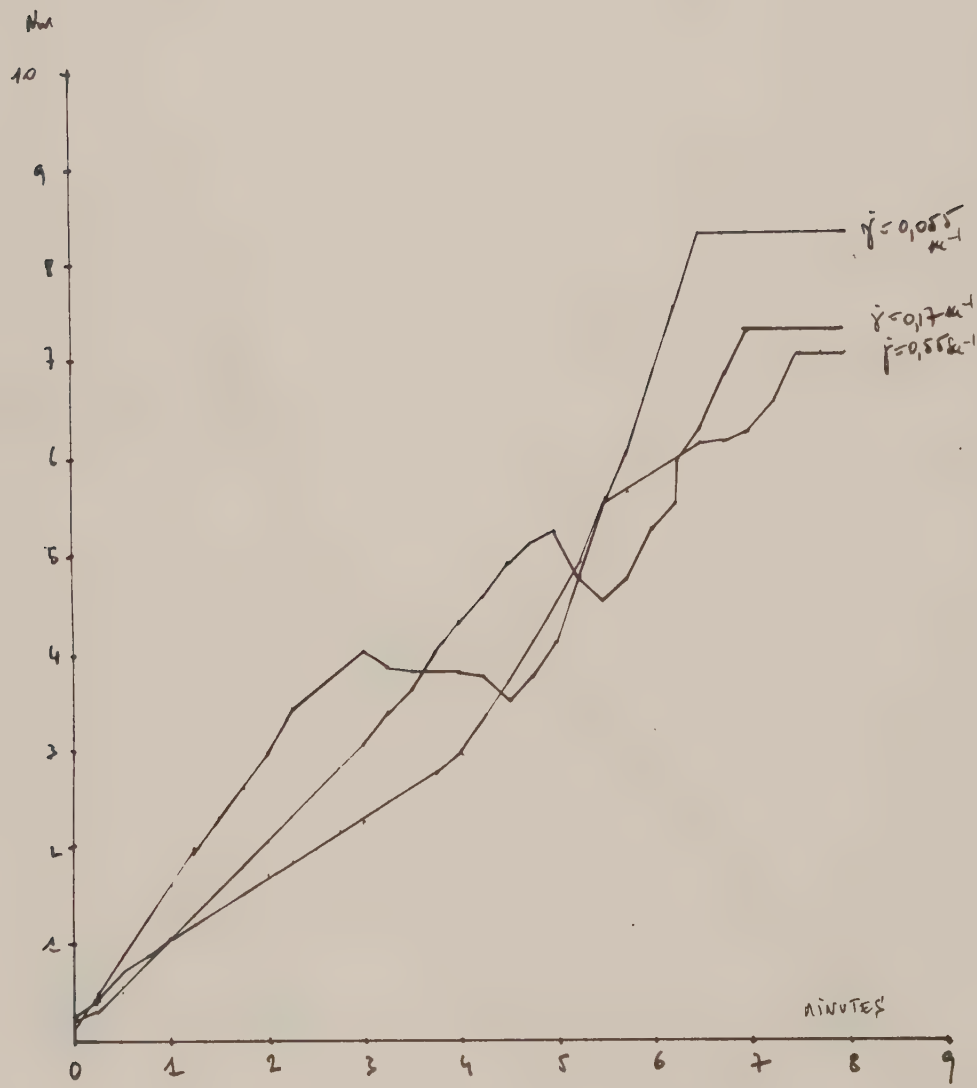
EUROGUM S3 LIGHT BODY



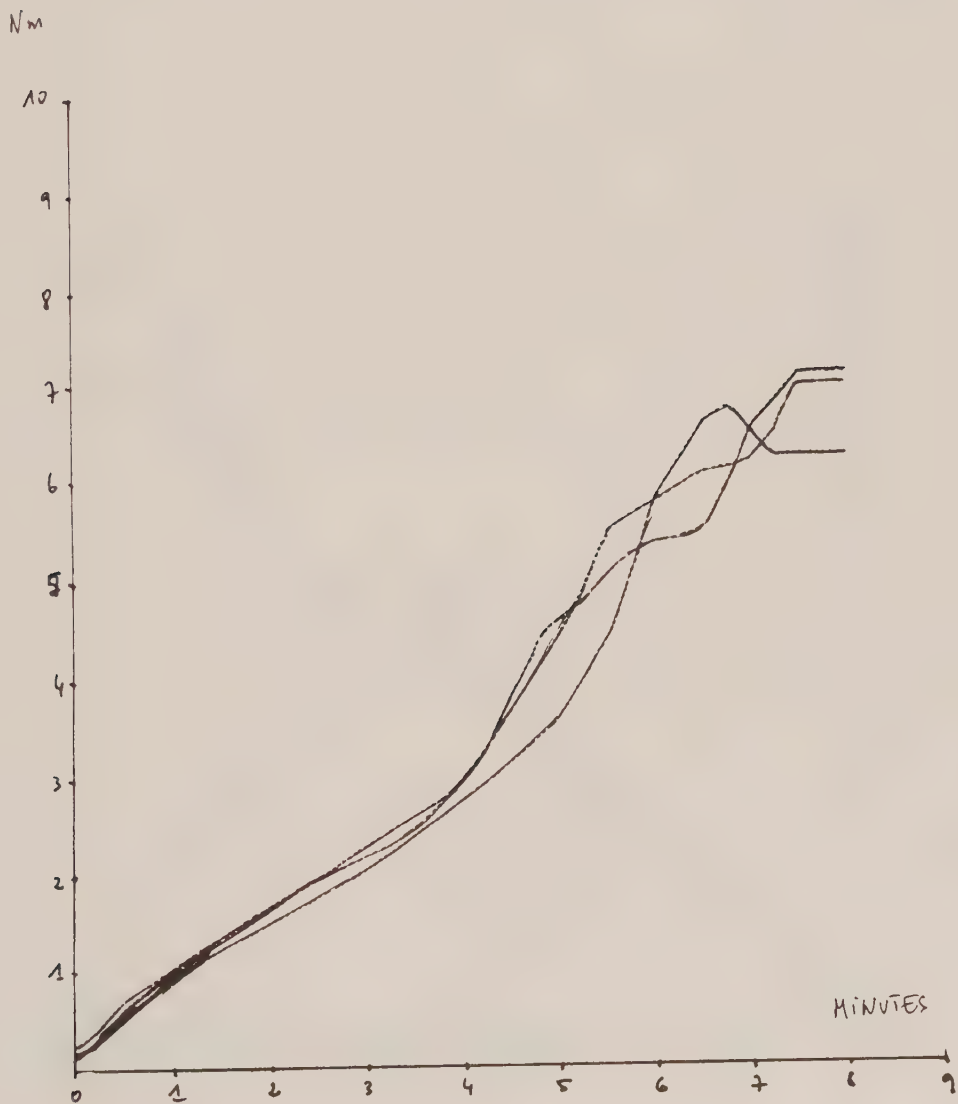
EUROGUM S3 LIGHT BODY



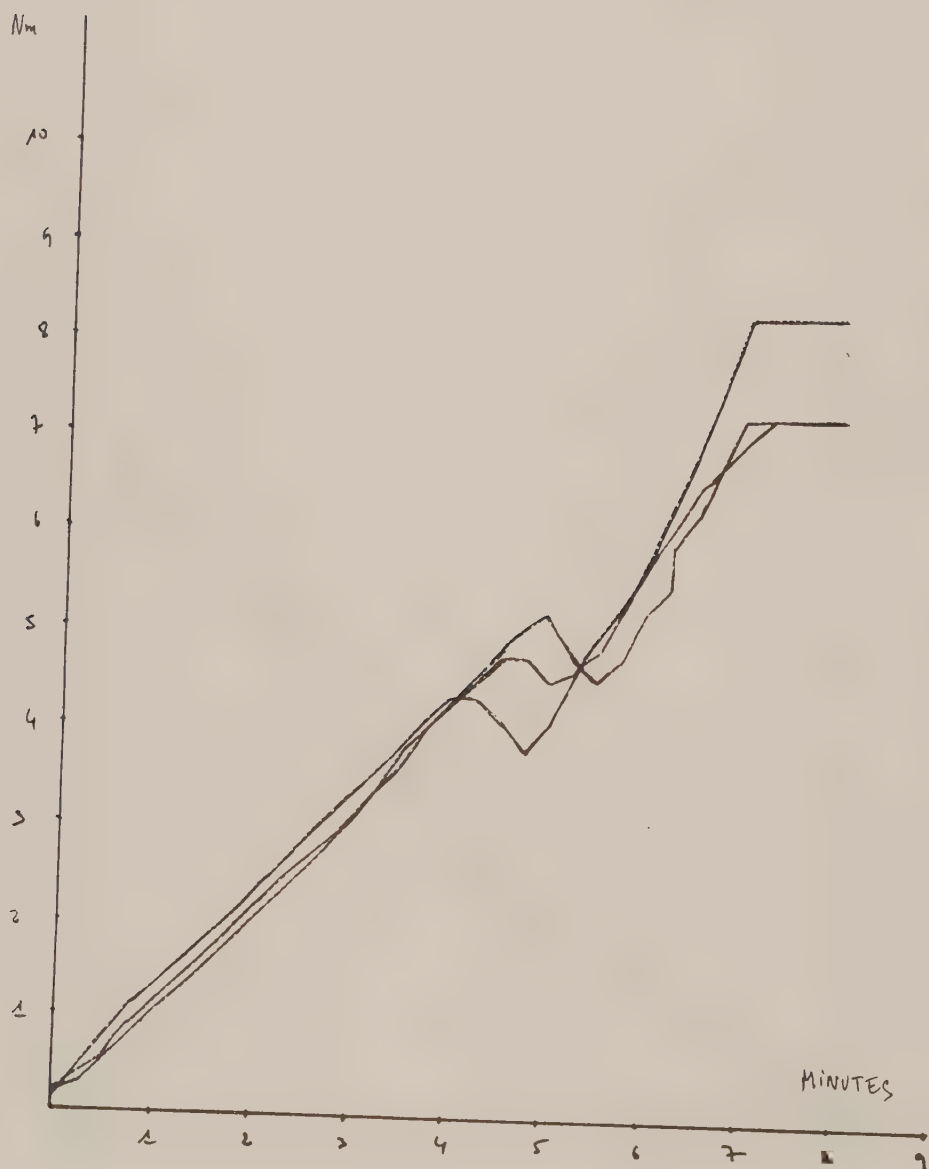
EUROGUM S3 LIGHT BODY



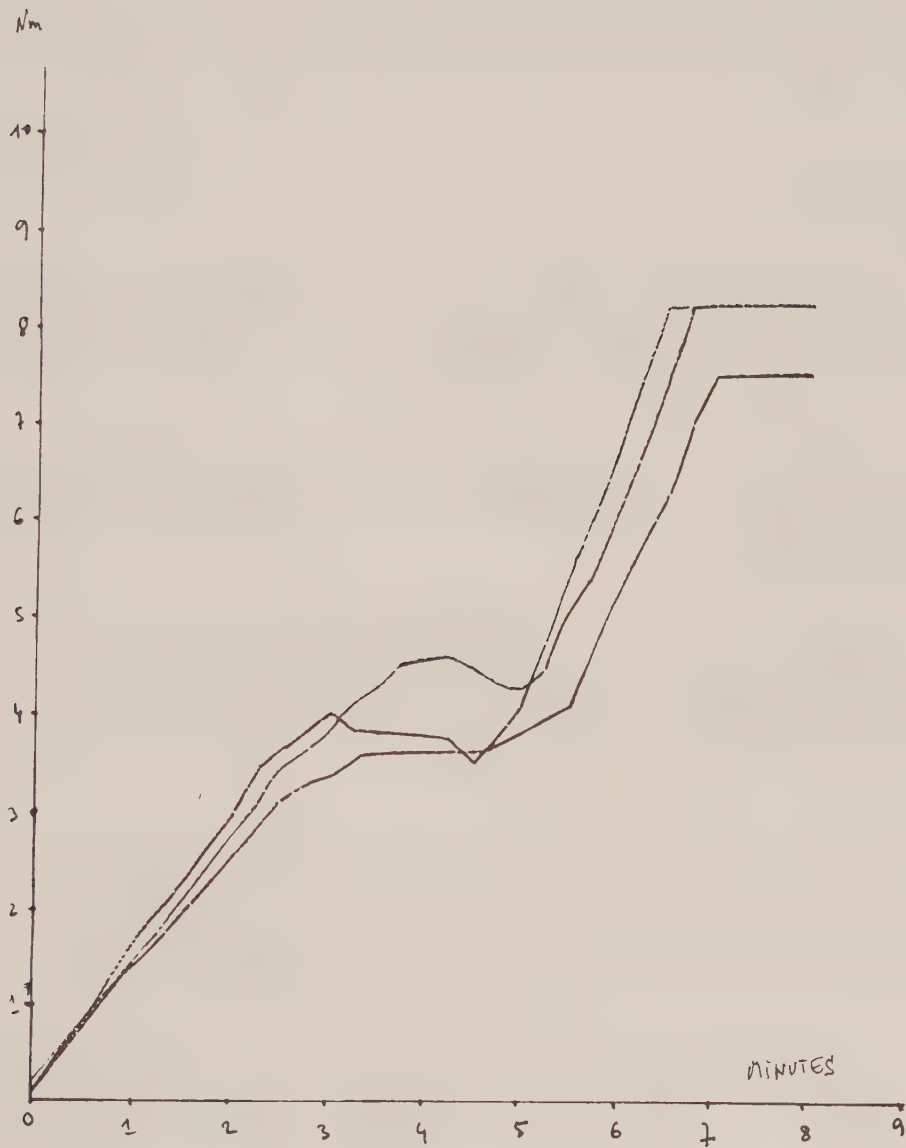
EUROGUM S3 LIGHT BODY

Plage de variation de viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$ 

EUROGUM S3 LIGHT BODY

Plage de variation de viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$ 

EUROGUM S3 LIGHT BODY

Plage de variation de viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$ 

EUROGUM S3 LIGHT BODY

A l'analyse des courbes on constate que le profil est très proche de celui des courbes concernant le S2 Regular. Nous retrouvons sur les courbes une pente assez analogue quelque soient les contraintes de cisaillement. Les efforts transmis sont faibles et le décrochement intervient pour une force comprise entre 6 et 8 Nm selon la contrainte de cisaillement.

Nous notons ici aussi le fléchissement déjà rencontré pour le S2 au milieu de la courbe. Cette diminution de la viscosité apparaît pour les deux vitesses de cisaillement les plus faibles $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$ et $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$.

Il n'est pas possible de constater avec certitude un effet épaississant des contraintes.

Si nous regardons ce qui se passe pour chacune des vitesses de rotation du rhéogoniomètre, nous pouvons affirmer que la réticulation se fait très régulièrement car les courbes sont très proches.

Pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$, le début de la réticulation est presque linéaire et s'accélère ensuite avec le durcissement précédant le décrochage de l'échantillon du plan du rhéogoniomètre.

Pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$, la réticulation du matériau se fait selon une courbe linéaire puis nous assistons à un léger fléchissement entre $t = 4'$ et $t = 5'$ avant de voir l'épaississement se poursuivre et le décrochage intervient pour un couple voisin de 8 nM pour $t = 7'$.

Pour $\dot{\gamma} = 0,055 \text{ sec}^{-1}$, la contrainte est très faible. La viscosité s'accroît d'abord rapidement puis de $t = 3'$ à $t = 5'$ marque un palier très net avant de reprendre avec une pente très rapide. Les forces de décrochage de la surface du plan sont voisines de celles des autres vitesses de cisaillement.

Au vu de cet ensemble de courbes, il semble que la contrainte la plus forte ralentisse la prise au début en aplatissant la courbe puis s'accélère à partir de $t = 4'$.

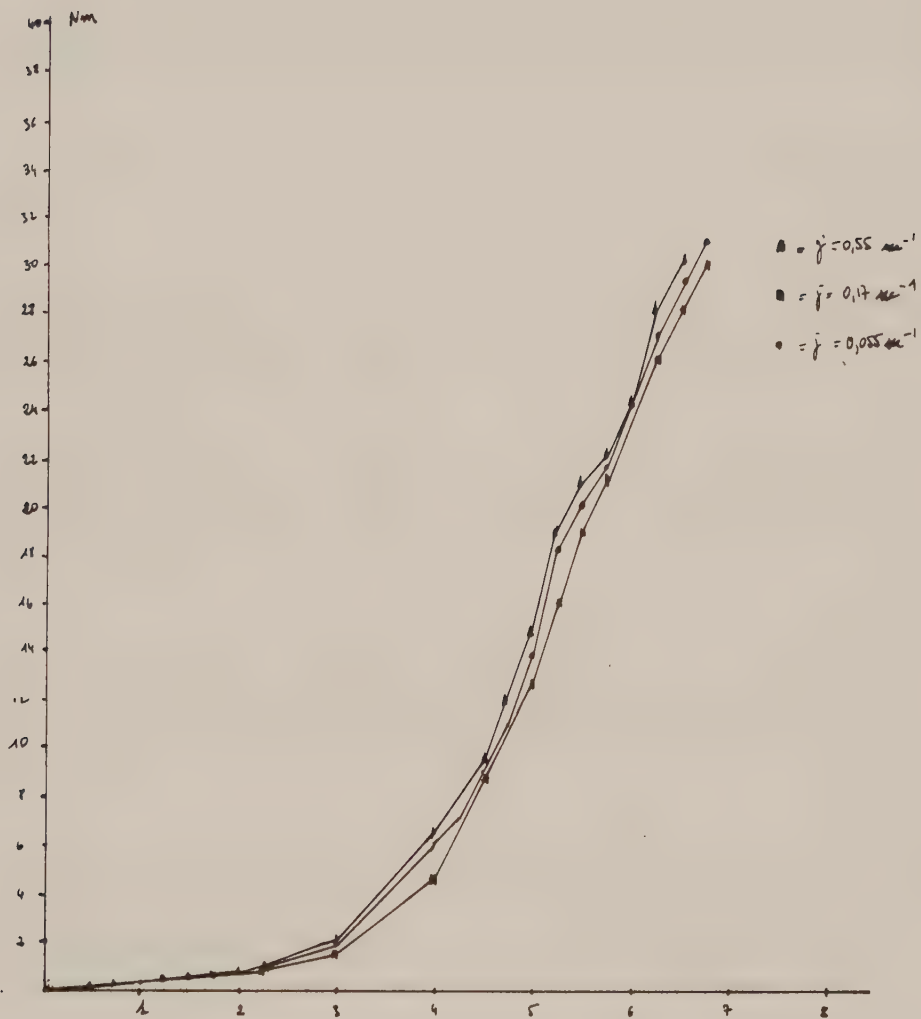
Les contraintes plus faibles d'un facteur 3 d'abord d'un facteur 10 ensuite laissent apparaître ce fléchissement dans la variation de la viscosité

de caractère thixotropique qui laisse penser que la réticulation ne se fait pas d'une façon continue. La pente finale est semblable pour ces deux vitesses de cisaillement.

Cliniquement le S3 peut servir de matériau de surfacage mais il est plus visqueux que le Xantopren Bleu.

Sur le plan purement rhéologique, sa viscosité initiale paraît très peu différente de celle du S2. L'effet de couple suit pratiquement le même tracé avec seulement un léger décalage dans le temps, conséquence d'une viscosité initiale moindre.

IMPRESSION PASTE S.S. WHITE



IMPRESSION PASTE DE SS WHITE

C'est un des matériaux classiques de l'empreinte secondaire depuis très longtemps bien avant l'apparition des Elastomères.

Le matériau considéré est très collant, ce qui se manifeste par l'importance du couple transmis au plan du rhéogoniomètre.

La rotation du cône pour les trois vitesses étudiées ne modifie pas la réaction de prise qui est identique dans les trois cas.

Nous constatons une première phase d'une très grande fluidité entre $t = 0'$ et $t = 3'$ puisque pendant ce laps de temps le couple transmis est inférieur à 2 Nm ensuite le matériau épaissit très fortement. La prise finale est atteinte pour $t = 6'$ ce qui correspond bien au temps indiqué par le fabricant si l'on tient compte de la 1ère minute qui a servi à la spatulation et à l'insertion du matériau dans l'entrefer plan cône, soit 7 minutes au total. Le retrait de l'empreinte doit se faire 7' après le début de la spatulation.

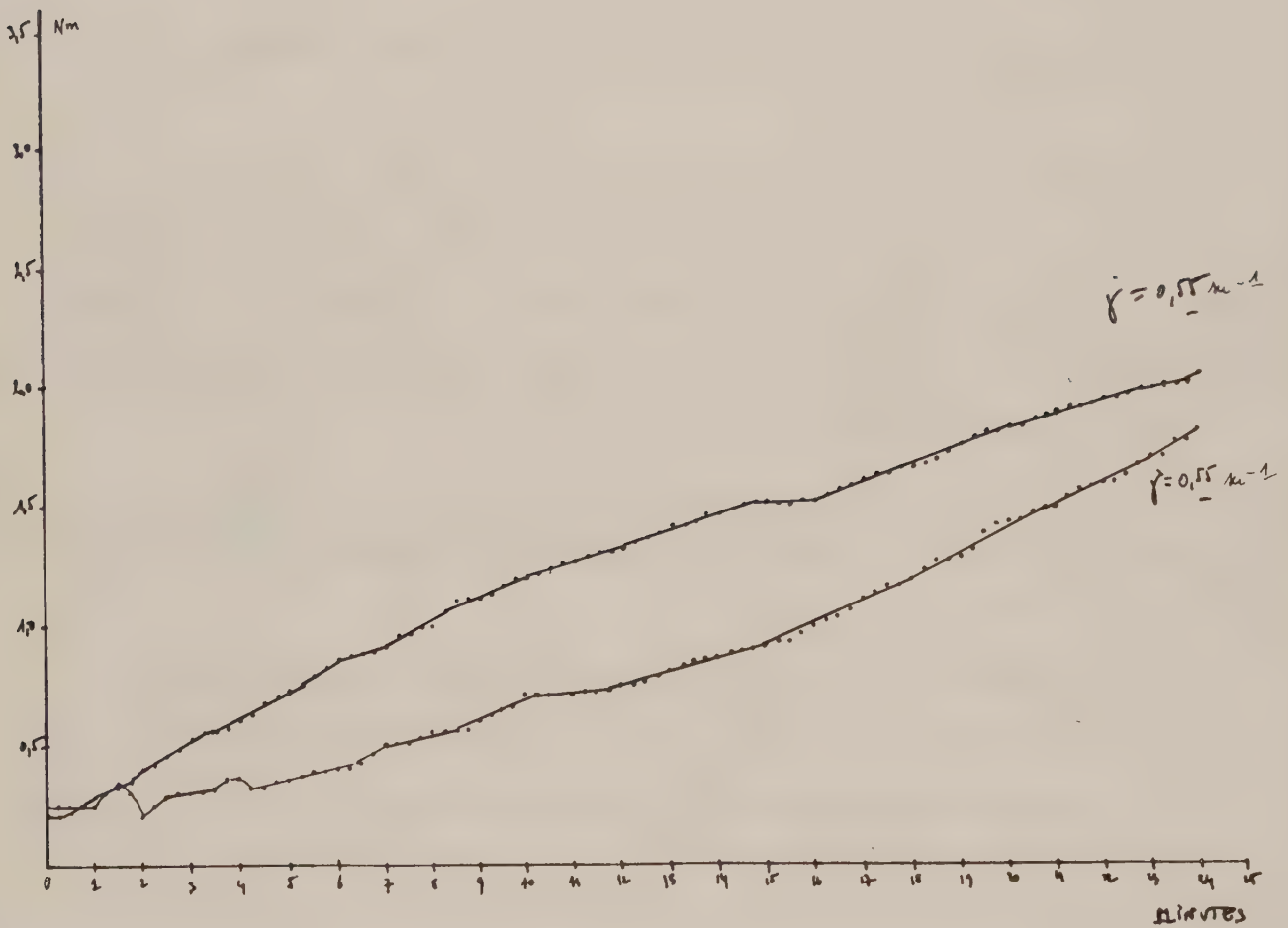
Les efforts de couple transmis sont importants avec 30 Nm. Nous avons dû stopper en raison de l'adhérence exceptionnelle de l'Impression paste aux supports expérimentaux.

Nous constatons une grande reproductibilité de la réaction de prise. L'Impression paste est donc un matériau fiable sur le plan physico-chimique.

Sa mise en place sera aisée en raison de sa fluidité initiale.

HYDROCAST

Variation de la viscosité au cours de la prise pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$



HYDROCAST

Matériau de référence parmi les résines à prise retardée utilisées pour les mises en condition neuro-tissulaires, l'Hydrocast se présente comme un gel très fluide dont l'augmentation de viscosité se fait extrêmement lentement.

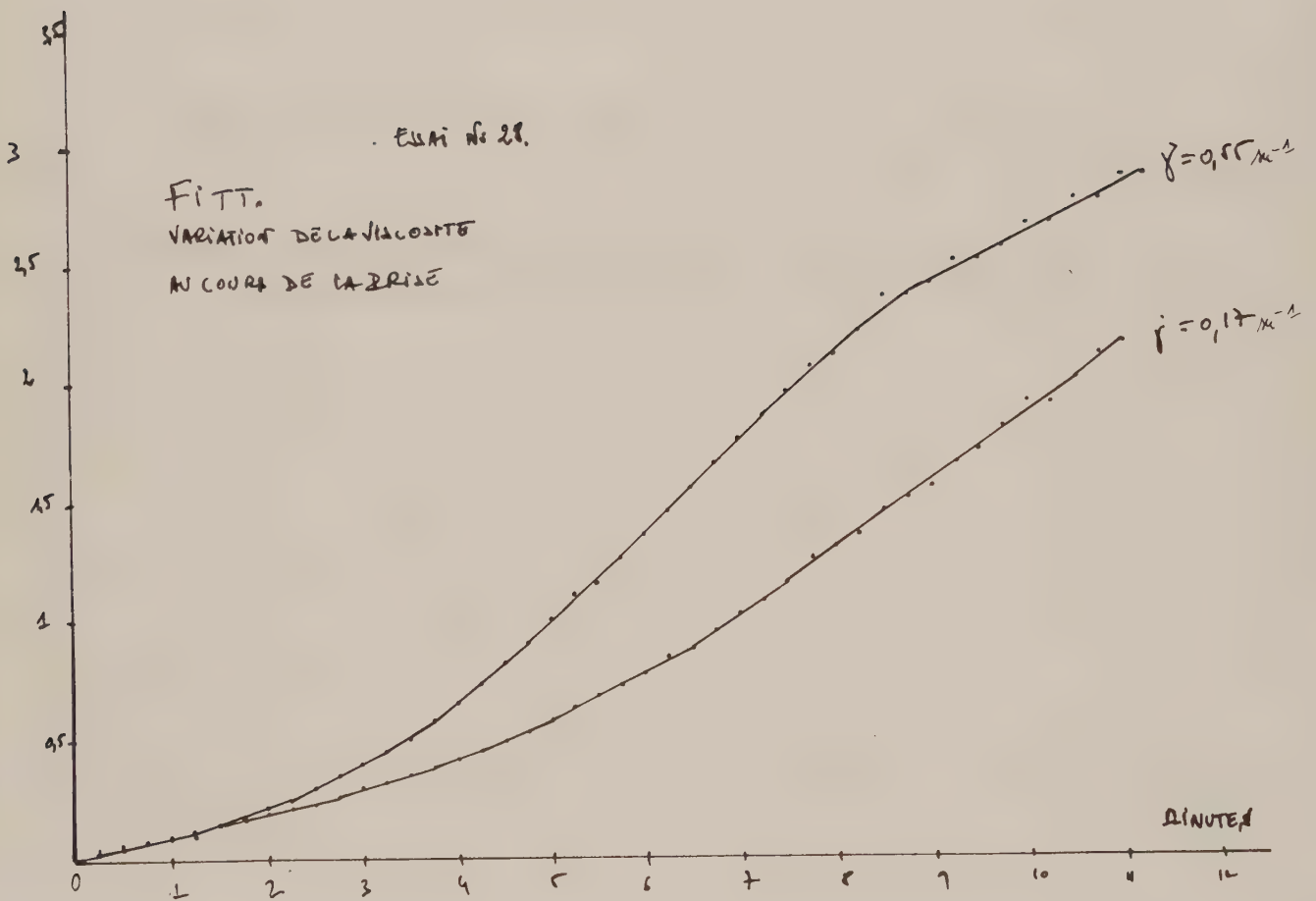
Nous avons soumis ce produit à la force de cisaillement la plus forte $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$.

Nous constatons que l'effort de couple transmis au bout d'un temps de 25' est très faible, inférieur à 2 Nm.

Les points expérimentaux paraissent assez irréguliers mais la plage de variation semble se faire au moins pour cette durée-là autour d'une droite.

FITT

Variation de la viscosité au cours de la prise



FITT DE KERR

Notre préférence clinique va à ce matériau qui est plus visqueux et plus facile à manipuler. Sous la contrainte des pressions occlusales il offre plus de résistance à l'écoulement.

La courbe pour $\dot{\gamma} = 0,17 \text{ sec}^{-1}$ montre un épaississement plus faible que pour $\dot{\gamma} = 0,55 \text{ sec}^{-1}$

Nous constatons par rapport à l'Hydrocast un effort de couple transmis, beaucoup plus grand (de facteur deux) pour des temps identiques à des vitesses de cisaillement identiques.

Nous pensons que ces deux matériaux doivent faire l'objet d'études spécifiques dissociées des autres matériaux à empreinte avec un protocole expérimental différent. Nous espérons pouvoir les analyser au rhéogoniomètre avec le pilotage par ordinateur qui en donnerait une meilleure connaissance.

En effet, en raison de la durée de leur phase plastique, nous pouvons explorer leur spectre visqueux sans renouveler l'échantillon, en utilisant une gamme de vitesse de cisaillement beaucoup plus étendue les pas de temps de mesures étant grâce au ordinateur extrêmement raccourcis.

3.2. EXPERIMENTATION N°2 - ETUDE DU FLUAGE DES MATERIAUX A EMPREINTES SOUS UNE PRESSION CROISSANTE

Cette étude porte sur les mêmes produits commerciaux que ceux étudiés dans la première expérimentation. Nous retrouverons le même ordre d'analyse. Nous avons introduit en plus un alginate et un silicone lourd et retiré l'Hydrocast trop fluide.

3.2.1. Etude du matériel expérimental

Grâce au financement que nous avons pu obtenir auprès de l'U.E.R. de la Faculté d'Odontologie et à nos fonds propres, nous avons fait étudier au bureau d'études de l'I.M.G. un appareillage qui se compose de deux parties distinctes qui peuvent être séparées. La partie dynamique comprend un fléau sur lequel coulisse une masse dont le déplacement est assuré par une vis sans fin accouplée à un moteur électrique à rotation lente. Le déplacement de la masse engendre des forces d'autant plus grandes que la masse est éloignée du pivot portant le fléau.

Sous ce dernier à proximité de l'axe un pointeau métallique coulissant verticalement dans un guide à billes peut transmettre les forces développées à la cellule de mesure située sur la portion horizontale du bâti.

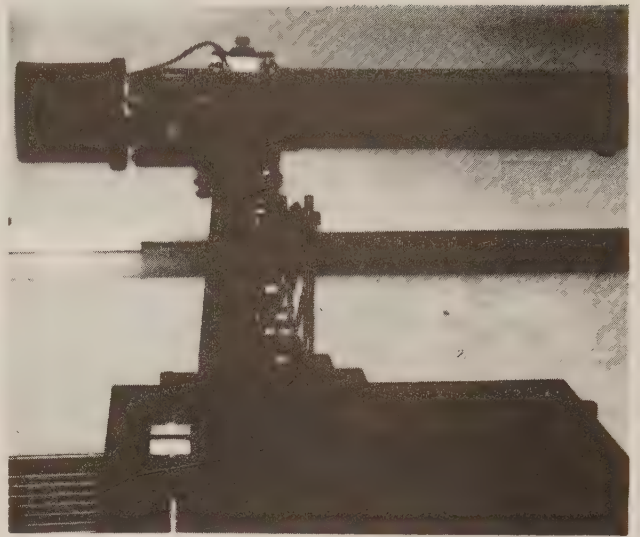
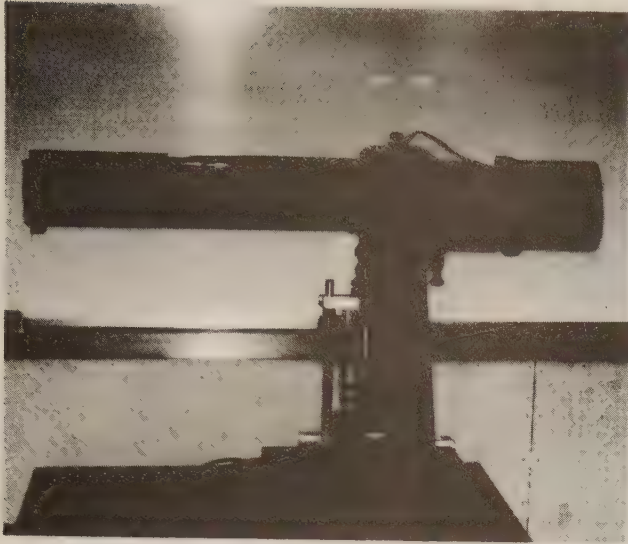
La cellule expérimentale cherche à simuler le comportement visco-élastique de la muqueuse buccale. Sur le plan physique c'est un modèle de Kelvin-Voigt. La grandeur d'enfoncement a été limitée à 2 mm ce qui semble constituer une grandeur suffisante pour l'expérimentation et comparable à l'effacement muqueux retenu classiquement.

Dans ce modèle un ressort est associé en parallèle à un amortisseur, ici à débit variable qui permet de régler le caractère visqueux de l'ensemble.

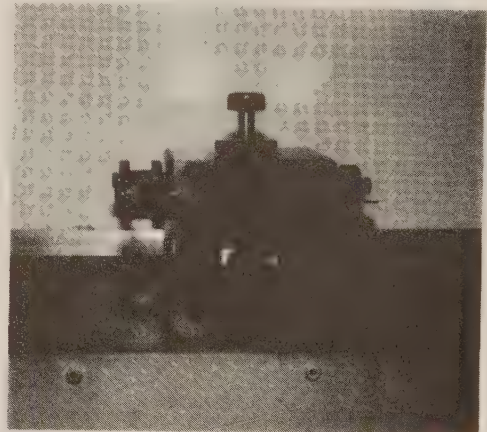
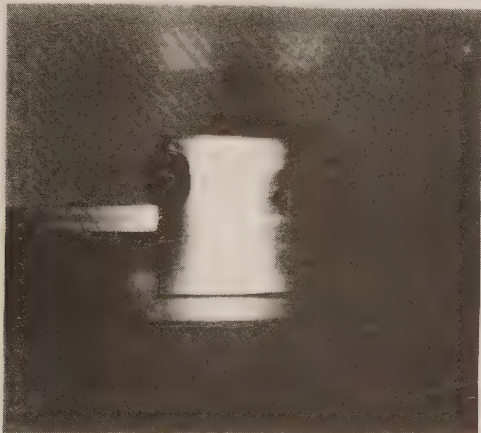
Ce type de modèle physique est du type "élasticité différée". La déformation est la même pour les deux éléments, ressort et amortisseur, par contre les contraintes s'ajoutent. Quand la pression exercée sur le système cesse, le retour à l'état initial se fait sous la libération de la compression du ressort freiné par le débit de l'amortisseur. On peut assimiler ce comportement à celui de la muqueuse buccale avec les correctifs suivants.

Notre modèle expérimental a un comportement viscoélastique jusqu'au moment où il vient en butée après 2 mm de course. A partir de ce moment la déformation est nulle. La contrainte sur la butée est nulle tant qu'il n'y a pas de contact.

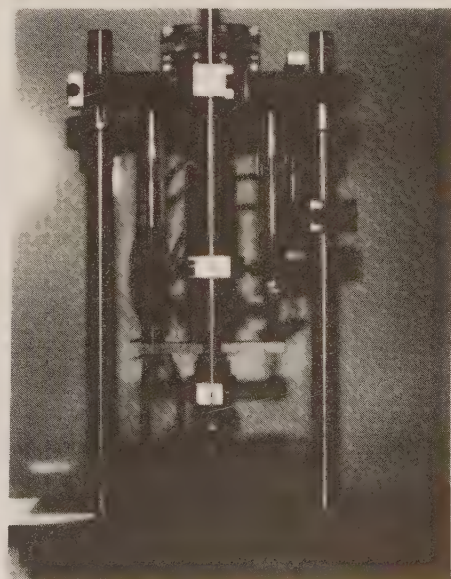
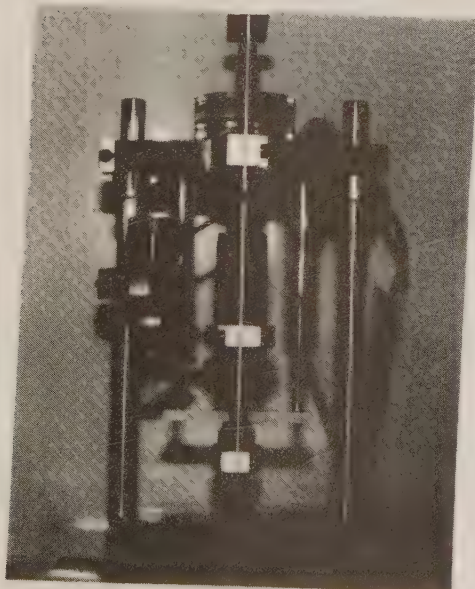
Matériel de la deuxième expérimentation



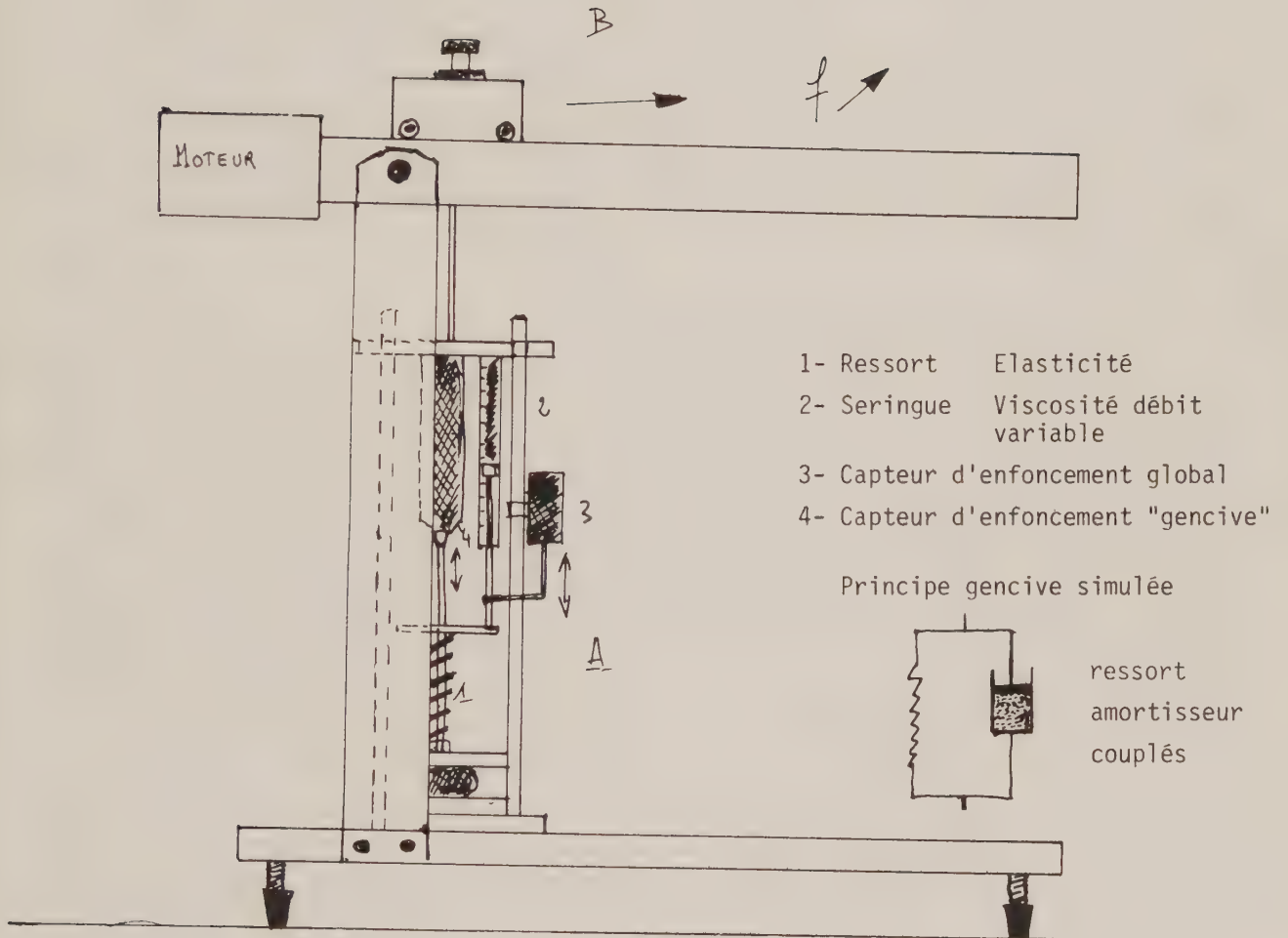
1 et 2 - Vue d'ensemble



3 et 4 - La charge mobile



5 et 6 - La cellule de mesure à caractère viscoélastique



A - Cellule "gencive simulée"

B - Fléau à charge variable

Schéma - Appareil pour tester les matériaux à empreintes

Ensuite elle peut devenir très forte sans qu'il y ait de déformation. Dans notre système la butée est réalisée par le contact entre toutes les spires du ressort à la compression. A la détente la butée de détente correspond à l'état de repos de la muqueuse. La courbe de détente ne peut être assimilée au retour à l'état normal de la gencive.

Le porte matériau de cette expérimentation a évolué depuis le projet initial en raison des difficultés rencontrées pour un fonctionnement satisfaisant. Nous avons initialement envisagé de mesurer la pénétration d'un modèle métallique cylindrique dans le matériau contenu dans un récipient creux d'un diamètre légèrement supérieur au cylindre mentionné ci-dessus. Nous avons opté finalement pour l'étalement du matériau entre deux plaques de plexiglass de 12 cm de diamètre. Cet essai porte le nom de Squeeze-Flow. C'est un essai classique d'écoulement en lubrification.

3.2.2. Conduite de l'expérimentation

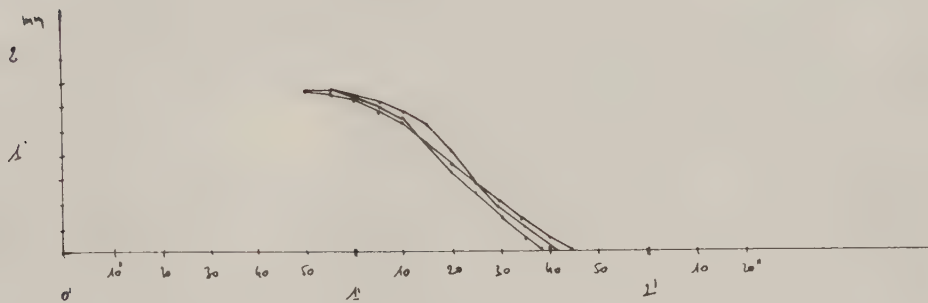
L'expérience débute par la confection d'un échantillon par malaxage comme il est de coutume au cabinet dentaire. En utilisant une seringue pour introduire l'échantillon dans l'entrefer des plaques de plexiglass, il a été possible de réaliser une reproductibilité suffisante de la masse des trois lots. Ce dépôt étant fait, on rapproche les plaques et l'entrefer diminue jusqu'à la valeur de 5,00 mm. On peut passer à la mesure. Le moteur entraînant le déplacement de la masse sur le fléau est mis en route et on note toutes les 10 secondes les variations de la diminution de l'entrefer. Il en résulte une courbe qui traduit l'étalement du matériau. Après de nombreux tâtonnements, nous avons opté pour ce protocole de manipulation car c'est celui qui permettait le plus de précision dans les mesures. En effet, la variation de l'entrefer est suivie par un capteur de déplacement relié à une chaîne de mesure dont la lecture est aisée. Une première tentative mesurait l'augmentation de l'étalement du disque du matériau. Le dépouillement des résultats était inutilisable. Par contre, la technique retenue donne de bons résultats. La différence entre les courbes semble relever des légères différences de masse entre les échantillons. A la fin de chaque manipulation on a pesé le matériau étudié. Les poids sont reportés en cartouche sur les courbes.

3.2.3. Tracé des courbes

En abscisses sont portés les temps en minutes rondes plus 10", 20", 30", 40", 50". En ordonnée sont portés les dimensions en mm de l'entrefer. Le temps $T=0$ se situe deux minutes après le malaxage du matériau. En effet il faut ce temps-là pour procéder à la spatulation, au garnissage de la seringue, à la dépose du produit dans l'entrefer, au réglage de l'entrefer et à la mise en route à $T=0$ du moteur.

Sous l'abscisse des temps il a été porté une deuxième échelle qui montre l'augmentation de la charge sur l'échantillon. La force augmente de 1 Kgf toutes les 11,6" et atteint 21 Kgf pour $T = 4'05''$.

Remarque - Pour les résines à prise retardée le protocole expérimental est exposé avant les résultats concernant ces matériaux.



COURBES A VIDE SANS MATERIAU

La SERIE correspond à l'interposition dans l'entrefer d'un disque de métal de 30 mm de diamètre et de 2,5mm d'épaisseur.

PREMIERE EXPERIMENTATION. QUELQUES ECHANTILLONS.



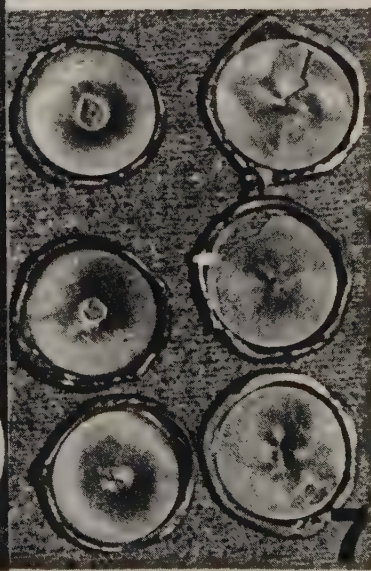
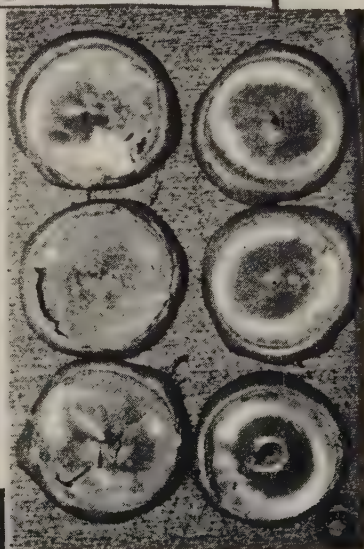
EUROGUM S 3.



DELIGRUM REGULAR.



EUROGUM DELIGRUM XANTOPREN



4. 5. EUROGUM S 2. RECTO VERSO

6. 7. XANTOPREN VERT RECTO VERSO.

DEUXIEME EXPERIMENTATION. QUELQUES TOUANTILLONS.



DELICRON

EUROGUM S3



XANTOPREN VERT

2 3



XANTOPREN BLEU



5 EUROGUM S1



4 EUROGUM S2

R E S U L T A T S

ETUDE DU FLUAGE DES MATERIAUX SOUS UNE PRESSION CROISSANTE

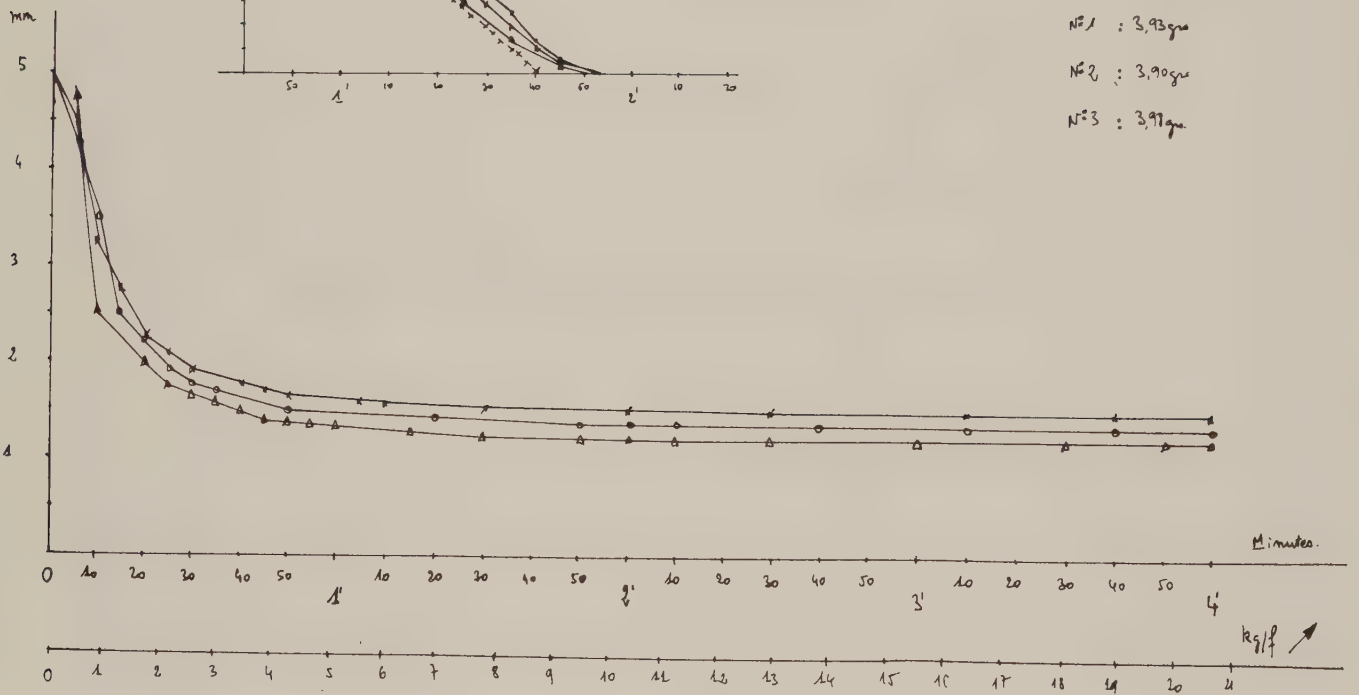
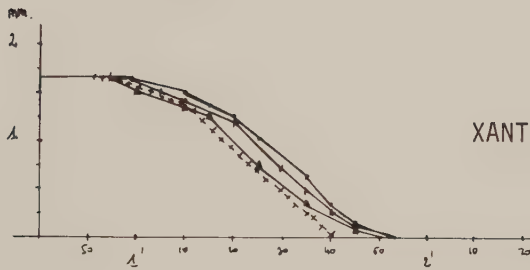
XANTOPREN BLEU

Masse des 3 Echantillons

N°1 : 3,93gr

N°2 : 3,90gr

N°3 : 3,97gr



kg/l

XANTOPREN BLEU

Avec ce matériau, les échantillons réalisés étaient très proches en masse puisque la différence entre les deux extrêmes est de 8/100 de gramme.

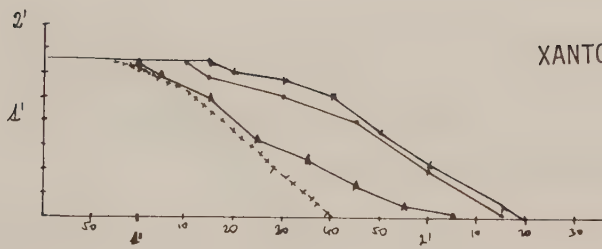
Les courbes sont pratiquement superposables. Malgré la quasi-similitude entre les échantillons, on note un écart de mesure de l'entrefer allant pour les courbes les plus distantes jusqu'à 25/100 de mm, lié à un degré différent de la viscosité.

Matériau très fluide, le Xantopren Bleu subit très rapidement une perte d'écoulement. Au bout de 1'20" environ et malgré l'augmentation de la force, les tensions internes liées à la réticulation bloquent l'écoulement, bien avant le stade où le Xantopren Bleu est devenu un "solide élastique".

Le couplage gencive simulée et matériau apparaît pour $T = 55''$ pour se terminer à $T = 1'50''$ avec un tracé des courbes comparable à celui de la courbe standard à vide. Tout au plus notera-t-on un léger décalage de la base temps en fin de tracé de l'ordre de 5" pour le matériau. On peut admettre qu'en raison de la perte d'écoulement le matériau agit en situation de blocage dans l'entrefer. Son pic de réticulation très rapide (essai n°1) intervient ensuite et la réponse est celle d'une compression sur un solide.

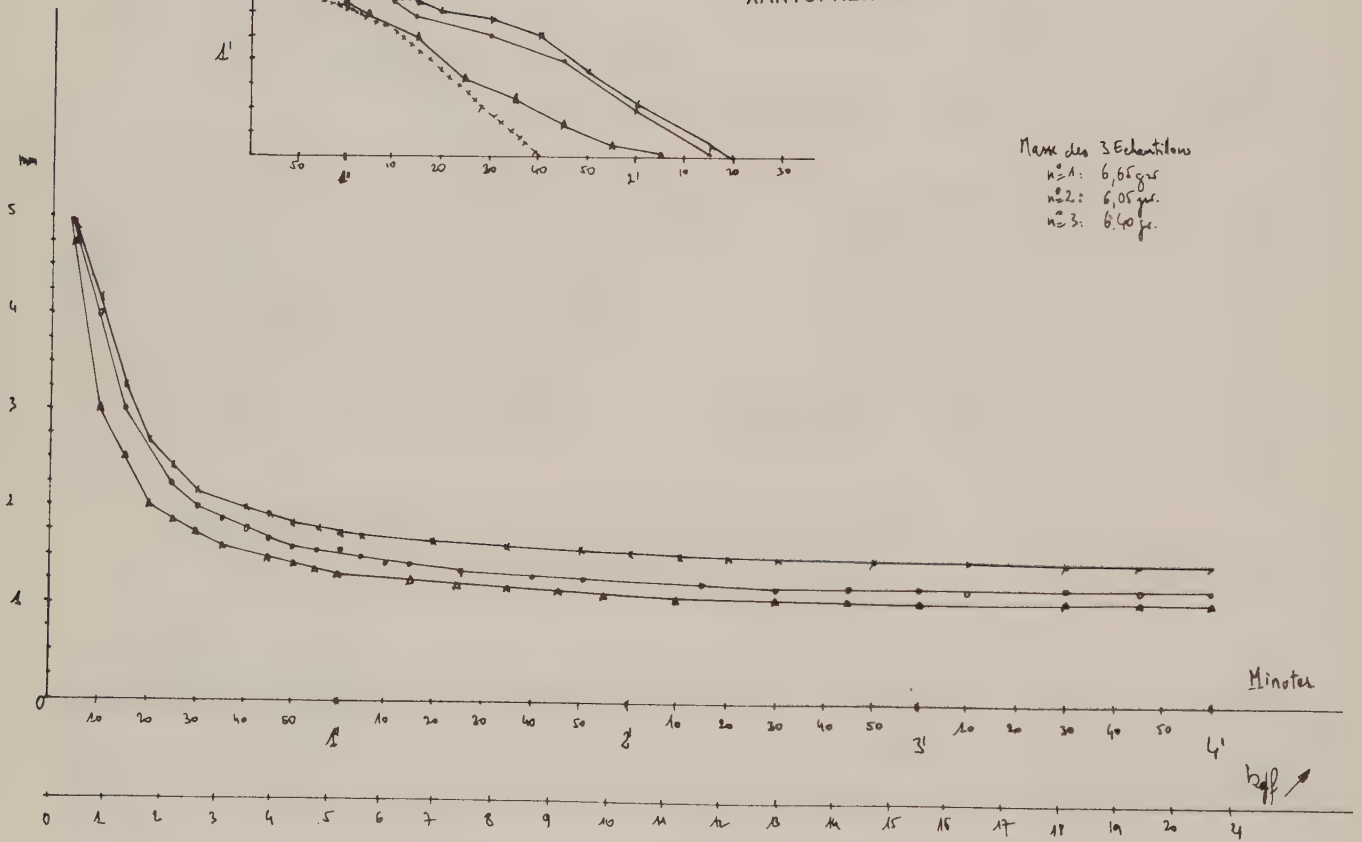
L'éprouvette de matériau a une épaisseur finale variant entre 1,25 mm et 1,50 mm.

Cliniquement on pourra se servir du Xantopren bleu comme matériau de surface. Il permettra d'affiner la définition de celle-ci dans un but d'amélioration de l'intrados prothétique et de glaçage superficiel. L'effet sera obtenu dans la première minute.



XANTOPREN VERT

Marque des 3 Echantillons
 $n=1$: 6,65 grs
 $n=2$: 6,05 grs
 $n=3$: 6,40 grs.



XANTOPREN VERT

La masse des échantillons diffère pour les deux extrêmes de 60/100 de grammes. Si les dosages de réactif sont identiques on peut admettre que l'écart des courbes est bien lié à la différence de masse des échantillons.

Quoiqu'il en soit, on constate que les courbes sont de même nature et traduisent un comportement identique avec un léger décalage dans l'épaisseur mesurée de l'entrefer d'une valeur de 4/10 de mm.

Silicone de viscosité moyenne, le Xantopren vert a un écoulement plus lent que son complément, le Xantopren bleu, dans le courant de la première minute. Il continue de fluer entre $T=1'$ et $T=3'$. L'épaisseur des disques de matériau varie à la fin de l'essai de 1,05 mm à 1,45 mm.

On peut espérer en raison de l'évolution de l'écoulement un couplage sensible "gencive simulée" - matériau.

En effet si nous superposons la courbe de déformation standard à vide sur disque de métal, on peut noter l'apparition d'un retard dans la réponse de la gencive pour les trois courbes. Il est de 10" au début de l'enfoncement et atteint de 20" à 40" quand le simulateur arrive en butée.

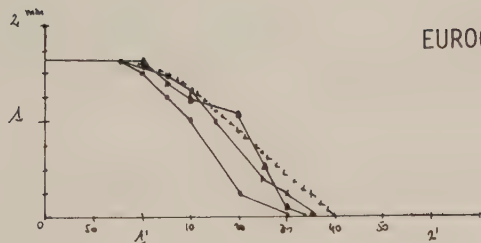
On peut considérer ce retard comme l'expression de la réaction du simulateur gingival à l'action de la masse d'empreinte. Cette interprétation est admissible car le Xantopren vert a continué de s'écouler sous la contrainte jusqu'à $T=3'$.

Il apparaît comme nécessaire si on désire obtenir une empreinte anatomo-fonctionnelle, d'avoir un matériau qui flue encore après la mise en place de la masse d'empreinte pour suivre les modifications tissulaires. L'évolution du matériau se fait entre les deux couches limites qui sont d'une part l'interface muqueuse - matériau et porte-empreinte - matériau.

Dans le cas présent, le simulateur s'est enfoncé plus lentement car le matériau absorbait l'augmentation de la pression globale par une vitesse de déformation plus grande, liée à la notion d'épaisseur du ménisque de matériau.

Cliniquement il semble donc possible, qu'en raison de ses qualités de viscosité donnant un écoulement lent, on obtienne en utilisant ce matériau une empreinte anatomo-fonctionnelle.

EUROGUM S1 HEAVY BODY

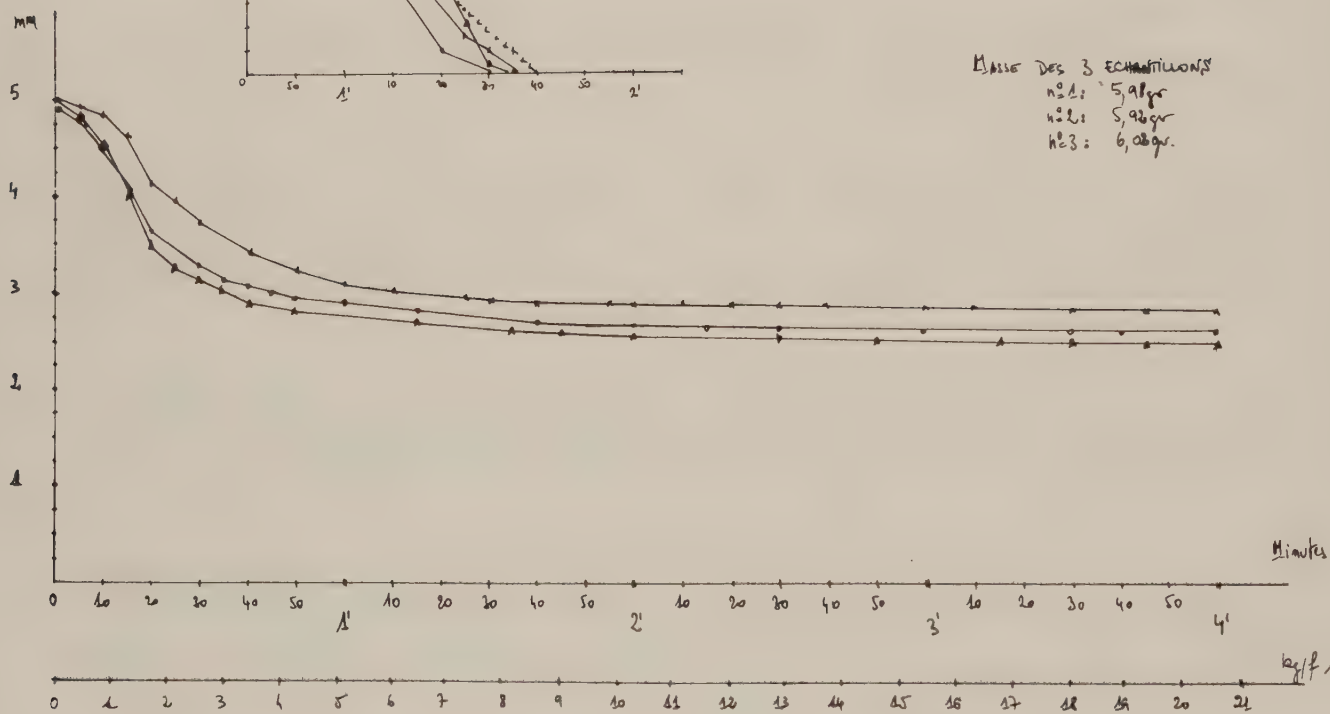


Masse des 3 échantillons

n°1: 5,98gr

n°2: 5,96gr

n°3: 6,08gr.



EUROGUM S1 HEAVY BODY

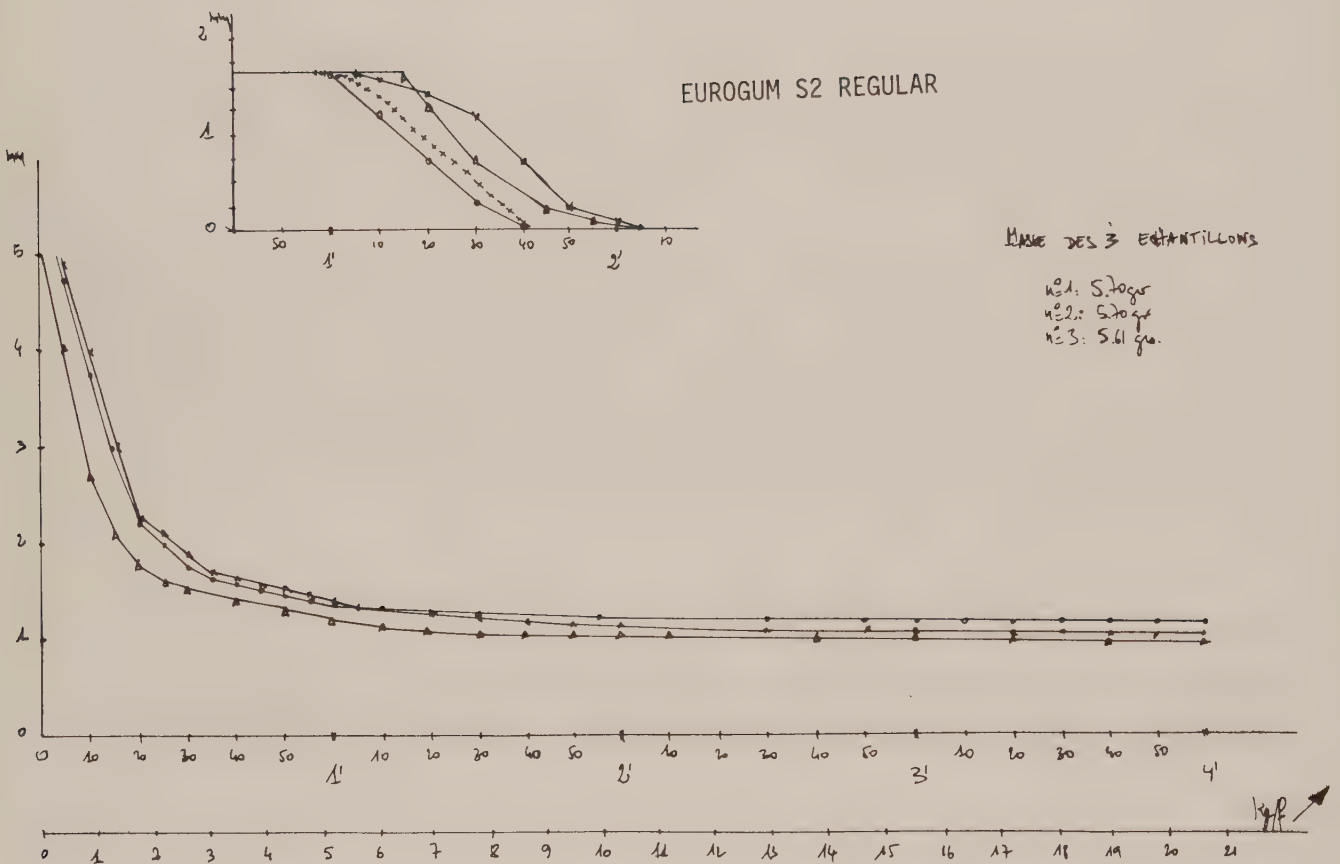
Dans ce test de Squeeze-flow nous avons étudié l'écoulement d'un élastomère de silicone à noyaux vinyle de haute viscosité qui avait donné des résultats incohérents en rhéogoniométrie en raison de sa viscosité qui le faisait se détacher du plan et du cône.

Nous constatons pour des échantillons dont la masse est comparable à celle des échantillons des autres produits testés, et avec une variation spécifique de 10/100 de gramme, une résistance très importante du produit à la contrainte d'étalement.

L'écoulement est lent et l'épaisseur résiduelle du disque du matériau est importante compte tenu de la valeur toujours identique au départ pour l'entrefer. Nous obtenons une épaisseur pour $T=4'$ comprise entre 2,45 mm et 2,80 mm.

Si nous superposons la courbe standard de la gencive simulée aux trois courbes enregistrées avec le matériau nous constatons que la réponse commence pour la même force à $T=55''$. Les trois tracés en charge sont rapides et pentus et comparables à la courbe à vide. On en déduit que le disque de matériau oppose à la force de contrainte une résistance importante qui entraîne une charge au niveau du simulateur visco-élastique comparable à celle du disque métal témoin. La butée est atteinte pour $T=1,40''$, comme pour la "gencive simulée" à vide.

Ce matériau semble donc présenter un intérêt clinique pour la réalisation d'empreinte primaire à visée anatomo-fonctionnelle. Son caractère compressif est net car il existe un écoulement faible mais réel entre 0,50" et 2'. De tous les matériaux étudiés c'est celui dont le comportement visqueux est le plus élevé.



EUROGUM S2 REGULAR BODY

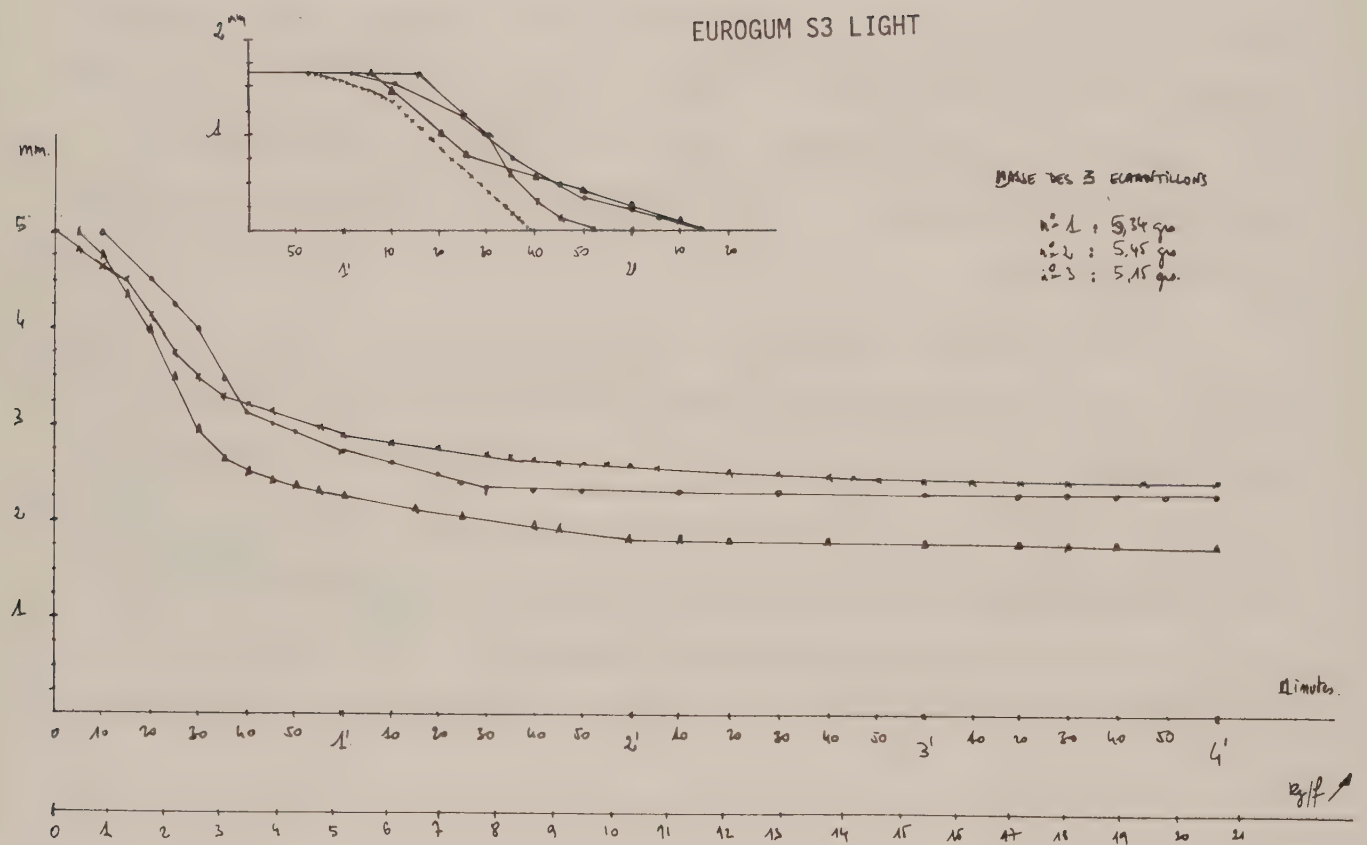
Les échantillons testés sont très proches les uns des autres. Leur masse ne diffère en effet que de 9/100 de gramme.

Les courbes d'étalement dans les trois expériences d'écoulement sont très proches avec une perte rapide d'écoulement. Le maximum de l'étalement se produit entre $t=0$ et $t=0,40''$ avec une diminution de l'entrefer passant de 5 mm à 1,25 mm.

L'épaisseur finale du disque est de $1 \text{ mm} \pm 1/10$ de mm.

L'examen des courbes de réponse de la "gencive simulée" montre un comportement assez variable avec un étalement dans le temps. Si nous superposons la courbe standard obtenue à vide, en faisant coïncider l'échelle des temps, nous constatons que la courbe la plus gauche reprend le tracé de la courbe de référence, avec une très faible variation d'amplitude au début. Les deux autres échantillons entraînent une déformation de la "gencive simulée" plus lente ce qui se traduit par un décalage à droite de la pente.

Il est possible d'interpréter ces courbes comme étant le résultat de l'action de la masse d'empreinte et de la réaction des tissus qui montre le couplage matériau-simulateur. Il faudra toutefois noter le très faible écoulement pendant cette période ce qui laisse penser que cliniquement le matériau aura peu d'aptitude à cette action de mise en place tissulaire, car il est indispensable que le matériau puisse fluer pendant cette période de temps (entre $t=0,55$ et $t=2''$) pour suivre la dépression sous la contrainte des tissus muqueux. Si les tensions internes du matériau liées à son épaisseur faible bloquent son écoulement, l'empreinte aura été obtenue pendant la phase primaire de l'étalement et sans action sur les tissus mous.



EUROGUM S3 LIGHTBODY

Les échantillons testés diffèrent en masse de 30/100 de gramme.

Lorsque nous avons tracé les courbes obtenues avec ce matériau nous avons été surpris par le profil obtenu. En effet cet élastomère est commercialisé en basse viscosité et sa courbe d'étalement apparaît comme peu différente de celle du silicone le plus visqueux de la gamme Eurogum.

L'écoulement est assez lent pendant la première minute puis se poursuit encore jusqu'à $t=3'$ pour s'arrêter ensuite. L'épaisseur du disque du matériau en fin de manipulation varie de 1,75 mm à 2,40 mm.

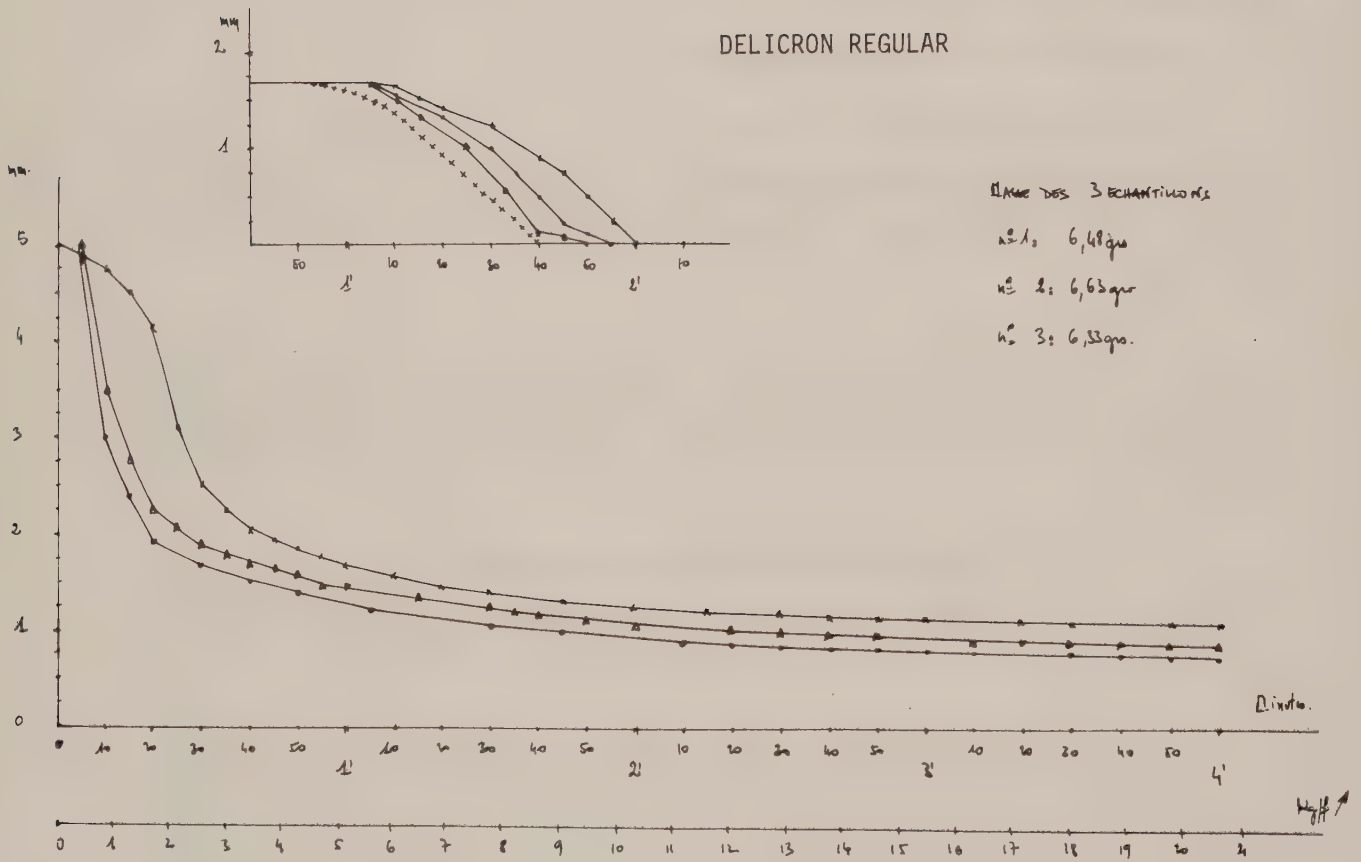
La superposition de la courbe de réponse "gencive simulée" sur les trois courbes avec matériau permet de constater un allongement de la base temps pour celles-ci avec une arrivée en butée pour $t=2'15''$ contre $t=1'40''$ pour la courbe à vide.

On peut admettre que ce produit est quand même un élastomère de basse viscosité car la réaction du simulateur est plus étalée dans le temps grâce à un écoulement qui reste nettement visible dans la plage de décharge de la "gencive simulée".

Bien que l'épaisseur résiduelle soit plus importante que pour le S2, c'est-à-dire avec un débit plus faible, le S3 présente une variation de viscosité moins rapide pendant la prise et une perte d'écoulement plus lente.

Cliniquement au vue des courbes obtenues il semble que ce silicone à noyaux vinyle soit bien adapté à la réalisation d'empreintes secondaires grâce à sa lenteur d'évolution que nous avons déjà remarquée lors de l'étude en rhéogoniométrie. Le fait de pouvoir fluer sous la contrainte pendant un pas de temps important offre la possibilité pour l'opérateur de rechercher la déformation fonctionnelle des tissus de revêtement muqueux, la masse d'empreinte n'atteignant pas immédiatement un niveau d'inertie empêchant toute évolution.

DELICRON REGULAR



DELICRON REGULAR

La variation de masse est de 30/100 de gramme entre les échantillons extrêmes.

Ce silicone de viscosité moyenne présente une courbe d'écoulement régulière avec une pente rapide jusqu'à $t=0'40''$ puis un fluage lent et continu.

De $t=0'40''$ à $t=4'$, la diminution de l'entrefer passe de 2 mm à 1 mm environ. On constate un écoulement qui se poursuit donc avec un débit très faible mais une évolution comparativement plus régulière que celle du Xantopren vert qui se bloque un peu plus rapidement ($t=3'$).

L'épaisseur du disque de matériau en fin d'expérimentation varie entre 1,10 mm et 0,75 mm. Cette faible valeur traduit une bonne aptitude du matériau à s'étaler sous la contrainte.

Si nous comparons la courbe de réponse standard de la gencive simulée avec les trois courbes obtenues avec le matériau, nous constatons, que pour ces courbes, il y a un retard de 10" à 20" par rapport à la courbe standard. On peut admettre qu'il s'agit là de la réaction des tissus sur la masse d'empreinte, le produit testé s'effaçant plus rapidement que la gencive simulée pour une force donnée.

La courbe de réponse la plus longue a été obtenue avec l'échantillon qui s'est le mieux étalé, ce qui semble logique. Avec un matériau moins fluide, comme celui de la courbe de gauche on obtient un enfoncement simulé plus rapide dont le profil est à peu près comparable au tracé standard, l'écart temps maximum étant seulement de 5".

Cliniquement bien que le Délicron regular ait été présenté par son fabricant comme un élastomère pour empreintes de prothèse conjointe en association avec le Light Body, on peut envisager son utilisation en prothèse totale. L'indication sera la même que celle du Xantopren vert avec toutefois un meilleur écoulement que ce dernier matériau. Cet essai confirme donc ce que l'étude rhéogoniométrique avait laissé entrevoir avec un pic de réticulation moins rapide que celui du Xantopren vert.

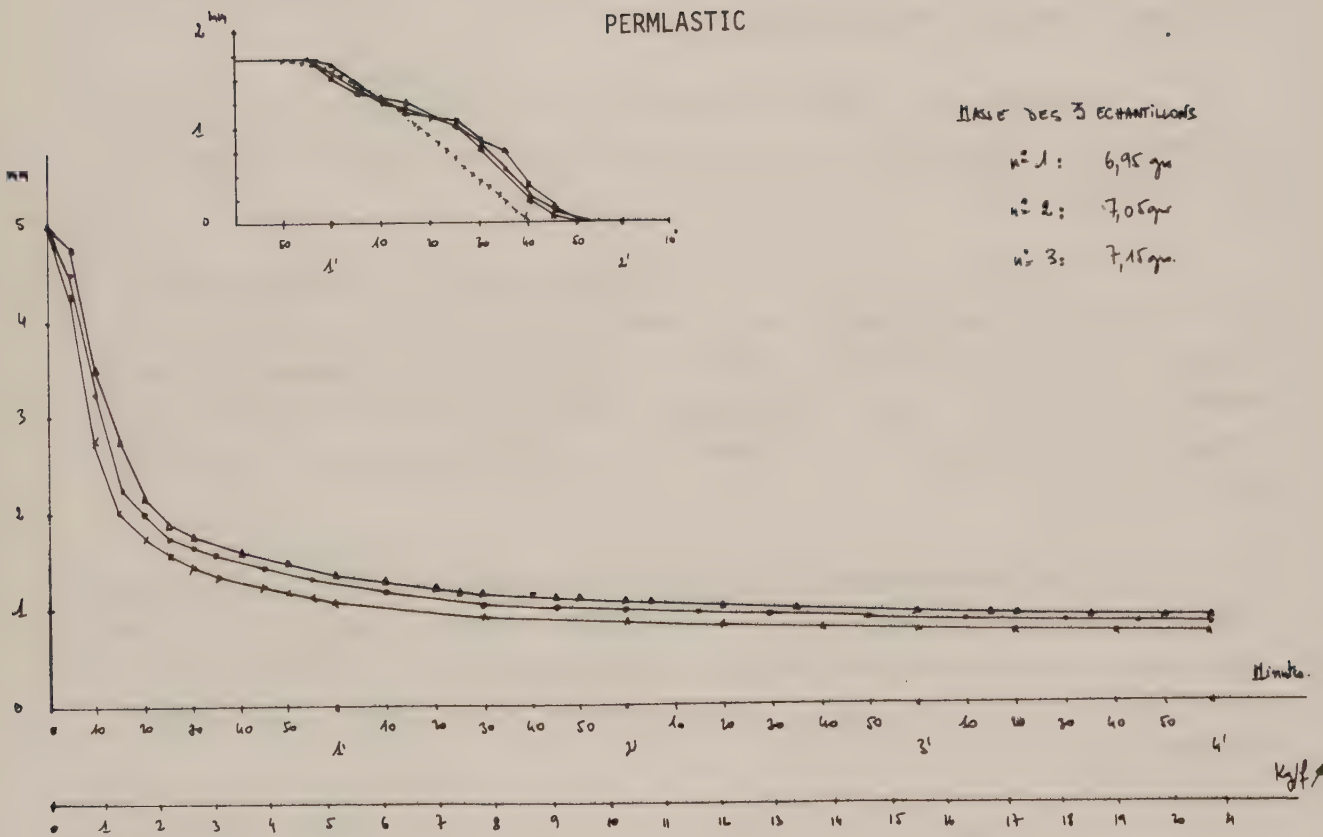
PERMLASTIC

Masse des 3 Echantillons

n° 1 : 6,95 gr

n° 2 : 7,05 gr

n° 3 : 7,15 gr



PERMLASTIC

Les échantillons étudiés diffèrent de 10/100 de gramme pour les deux extrêmes.

L'analyse des courbes d'écoulement montre que l'on a affaire avec ce polysulfure très fluide à un écoulement très rapide au début jusqu'à $T = 0'50''$ et très faible à partir de $1'30''$. Il se poursuit jusqu'à $T = 4'$.

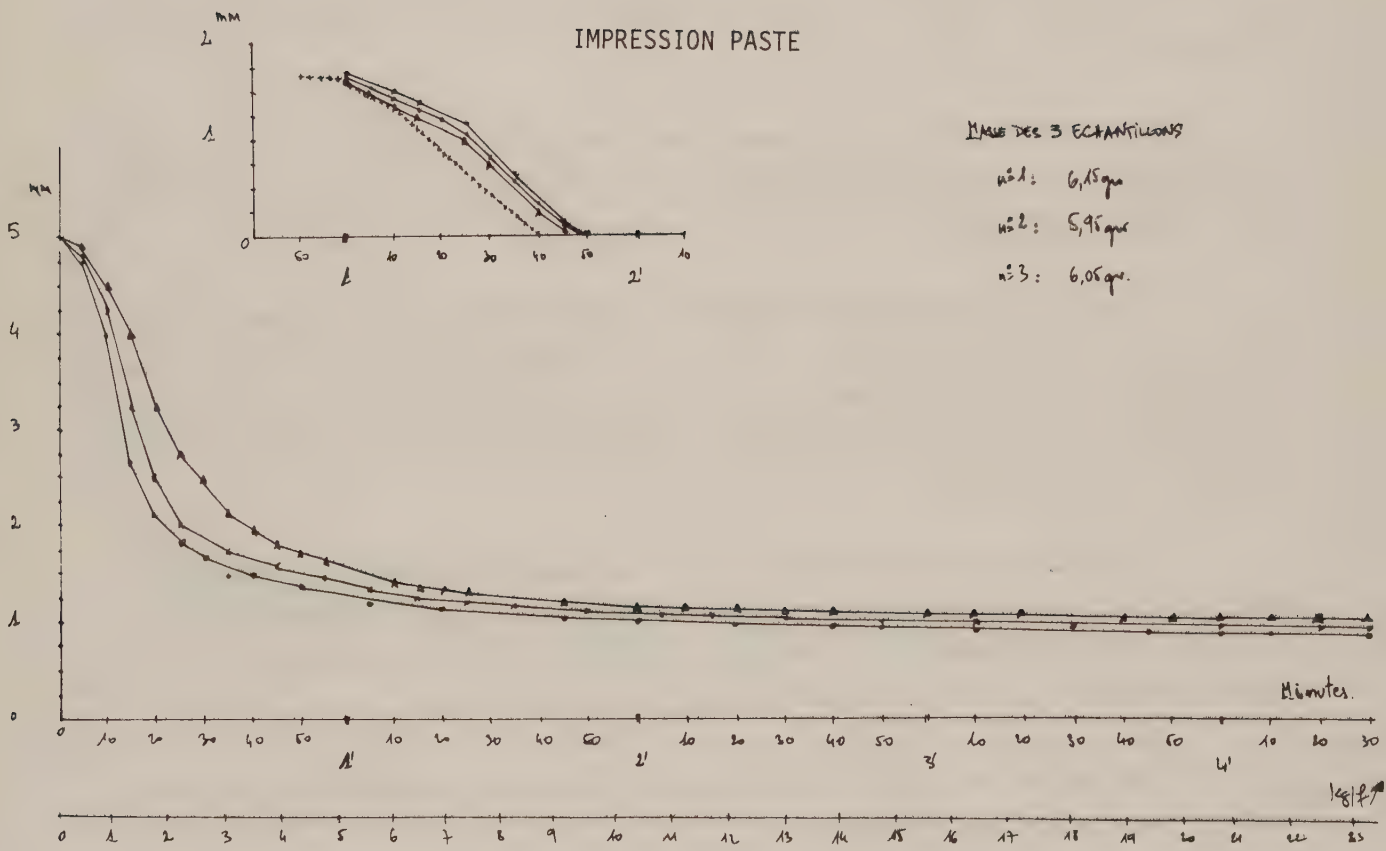
La différence entre les valeurs extrêmes de la mesure de l'entrefer s'élève à 2/10 de mm. L'épaisseur du disque de matériau en fin d'essai varie de 0,70 mm à 0,90 mm.

Les trois courbes d'étalement sont comparables dans le temps avec un très léger décalage en valeur d'enfoncement, ce qui permet d'affirmer une grande régularité dans le comportement du Permlastic.

Les trois courbes enregistrées avec le matériau présentent par rapport à la courbe standard un léger retard relatif à la réaction du simulateur sur la masse d'empreinte. Ce décalage bien que s'agissant d'un élastomère basse viscosité est plus faible que celui du Xantopren vert ou du Delicron et comparable à celui du Xantopren bleu ou du Zelgan.

On constate ici encore que c'est l'épaisseur très faible du disque qui rapproche les courbes avec matériau de la courbe standard. Nous trouvons là la confirmation de l'importance qu'il convient d'apporter à la dimension du ménisque dans l'entrefer pour obtenir un effet donné sur le simulateur.

En raison de sa faible viscosité, le Permlastic peut être utilisé cliniquement comme matériau de surface.



IMPRESSION PASTE SS-WHITE

Les échantillons testés diffèrent de 20/100 de gramme.

Le comportement de l'écoulement sous contrainte de l'Impression Paste est très régulier d'un échantillon à l'autre. Nous constatons un débit très rapide entre $t=0$ et $t=50''$. Il devient faible entre $50''$ et $t = 2'$ puis très faible, pratiquement nul entre $t=2'$ et $t=4'30''$. La diminution de l'entrefer est importante puisque celui-ci passe de 5 mm pour $t=0$ à 1,75 mm valeur moyenne pour $t=40''$ à 1,25 mm pour $t=1'30''$ à 1mm pour $t=3'$ et $t=4'30''$.

L'homogénéité du produit apparaît dans l'identité des courbes de réponse de la "gencive simulée" dont les tracés sont très proches entre eux et avec la courbe standard à vide.

On peut admettre une légère réaction de la "gencive simulée" à la masse d'empreinte en raison des modifications de la base temps des réponses en "gencive simulée" qui correspondent au début de l'épaississement du matériau. Celui-ci se situe dans l'expérimentation entre $t=1'$ et $t=2'$. En fait depuis le début de la spatulation le temps écoulé varie de $3'$ à $4'$. Cette affirmation est possible car il persiste un écoulement encore net pendant cette période mais le décalage de $5''$ au début, de $10''$ à la fin traduit ici aussi la présence d'un ménisque faible épaisseur.

Cliniquement l'Impression Paste reste un très bon matériau pour empreinte secondaire en tenant compte des remarques que nous avons formulées pendant la présentation du produit. Il existe un fluage léger à la fin de la mise en place qui permettra une action tissulaire pendant un temps court. Les résultats seront toujours réguliers avec ce matériau car sa grande stabilité nous a été montrée par l'étude précédente en rhéogoniométrie.

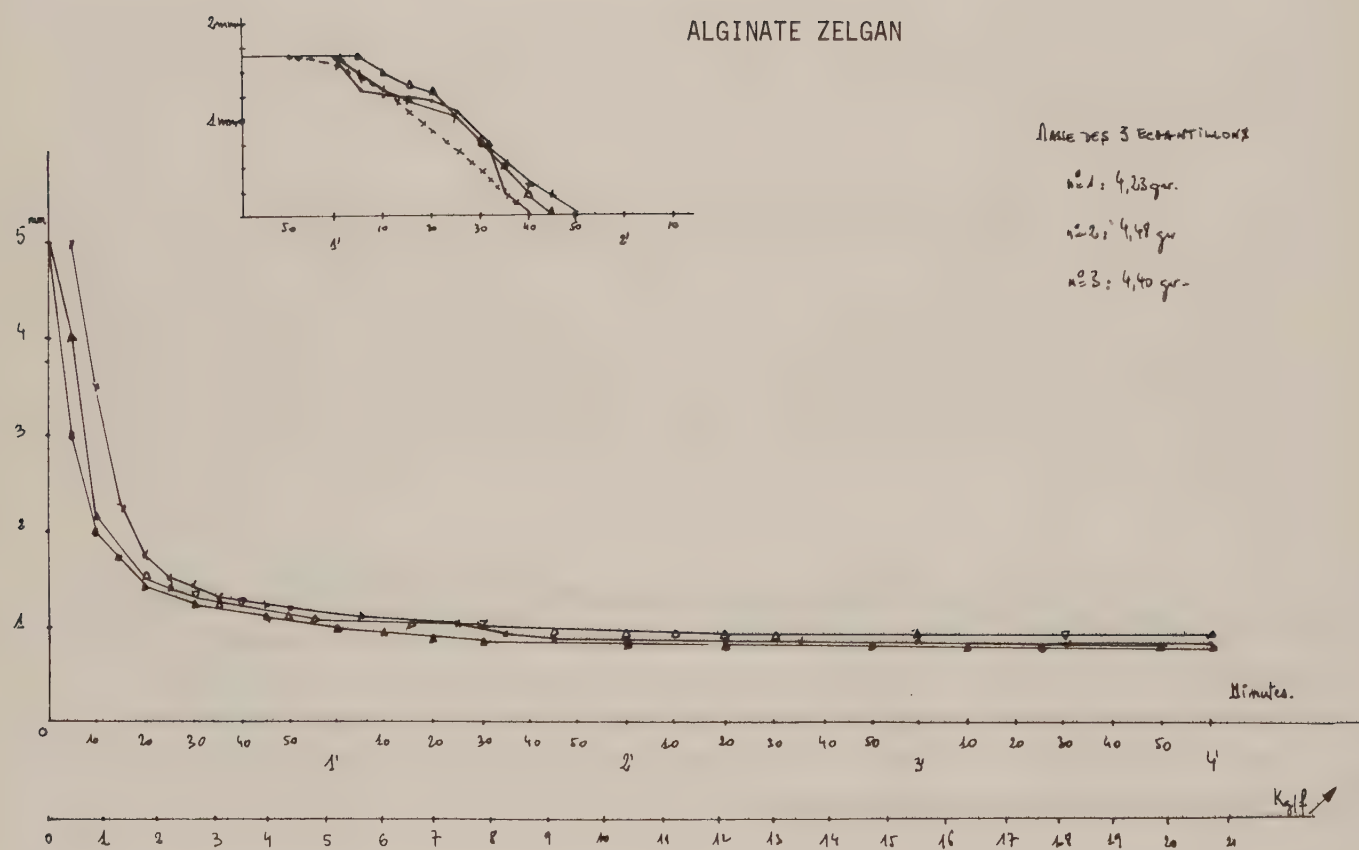
ALGINATE ZELGAN

Две реп 3 Эксперимент

№1: 4,23 gr.

№2: 4,48 gr

№3: 4,40 gr.



ZELGAN ALGINATE

Pour les trois échantillons, il apparaît une légère différence dans la masse de l'ordre de 25/1000 de gramme.

Les courbes d'écoulement sont similaires avec une différence dans la mesure de l'entrefer de l'ordre de 1/10 de mm.

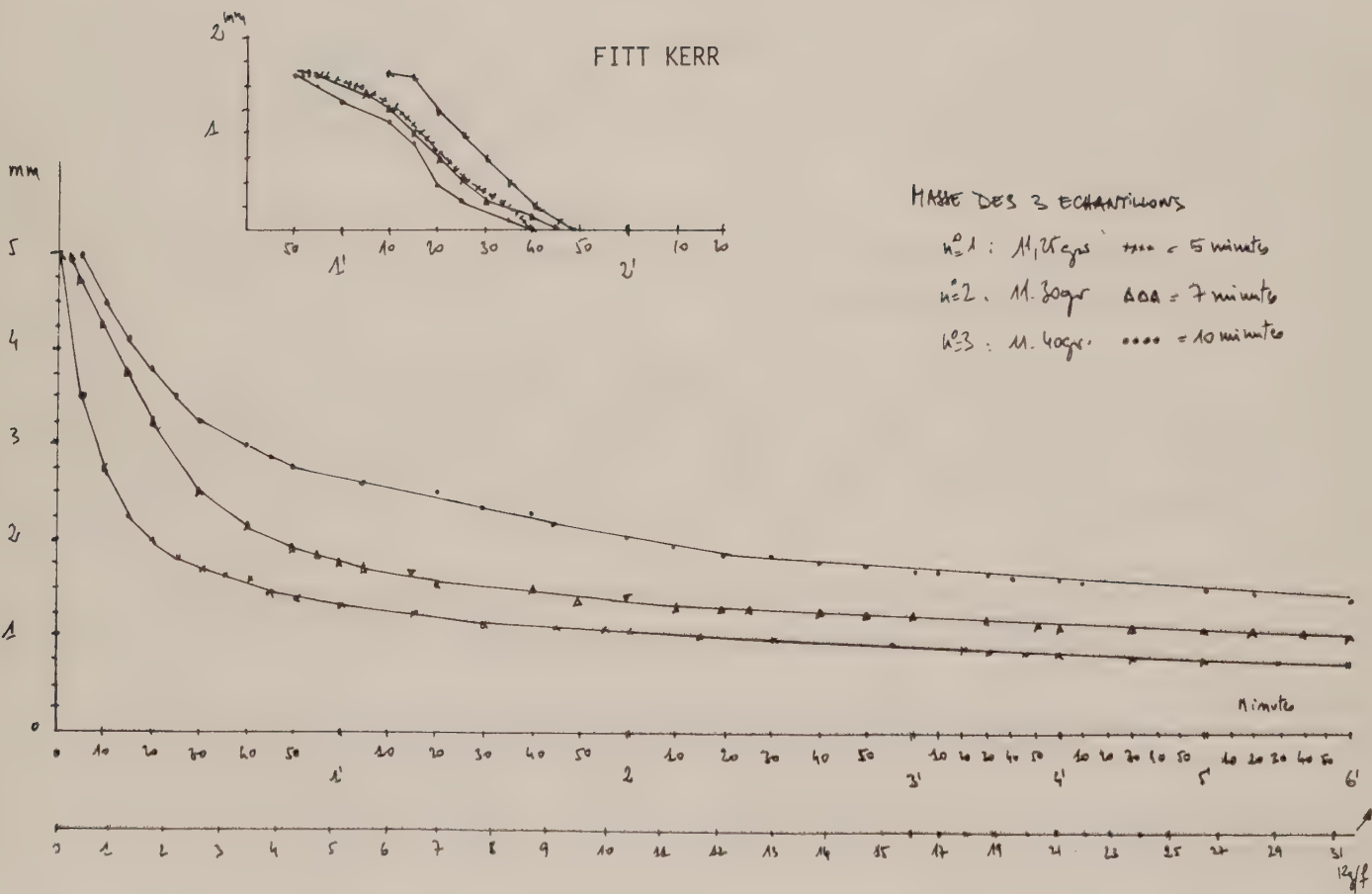
Si nous superposons les courbes de réponse de la "gencive simulée" avec le matériau et à vide sur disque en métal, nous constatons qu'un couplage entre la viscosité du produit et celle de la gencive se manifeste sous la forme d'un décalage entre la base temps. En effet à vide la cellule commence à s'écraser pour $t = 0'55''$. Avec le Zelgan la réaction gingivale simulée sur le matériau retarde la compression de 10 à 15".

Quand le simulateur vient en butée le décalage extrême entre les deux séries de courbes n'est plus que de 5".

Nous pouvons interpréter ce phénomène comme étant en rapport avec la perte d'écoulement qui se manifeste entre $t=1'30''$ et $1'50''$ puisqu'à partir de cet instant l'entrefer entre les deux plaques de plexiglass ne variera plus malgré l'augmentation de la charge et bien avant la prise finale du matériau.

L'épaisseur résiduelle du disque de Zelgan est comprise entre 0,8 et 0,9 mm.

La mise en place du matériau considéré se faisant avec des forces très faibles en raison de sa fluidité initiale et étant ensuite suivie par un écoulement minime, en raison de la faible épaisseur du disque résiduel, nous pouvons penser qu'il n'est possible avec ce dosage poudre-eau que d'obtenir des empreintes anatomiques.



FITT DE KERR

Pour cette résine à prise retardée, nous avons légèrement modifié le protocole expérimental, car ce matériau ne peut être assimilé à un produit à empreinte en raison de l'augmentation considérable de son temps de prise d'ailleurs recherché par le fabricant.

Nous avons réalisé des échantillons en respectant les dosages préconisés, une mesure de poudre pour une mesure de liquide. Les variations entre les trois échantillons sont de 15/100 de gramme.

Nous avons estimé qu'en raison des visées thérapeutiques de ce matériau il fallait modifier l'expérimentation de la façon suivante :

- le premier échantillon est testé 5' après son introduction dans l'entrefer,
- le second 7' dans les mêmes conditions,
- le troisième 10' après son introduction dans l'entrefer.

A $t=0$ l'entrefer est réglé à sa valeur, soit 5,00 mm.

Nous constatons sur les tracés ce que la pratique courante nous montre, à savoir une augmentation de la viscosité du Fitt liée à l'accroissement du temps. Relativement à ce produit,

- la courbe inférieure traduit un écoulement rapide
- la courbe médiane un écoulement moyen
- la courbe supérieure un écoulement faible.

Il est important de constater que sur la courbe 10', il persiste pour $t=6'$ un écoulement net avec une variation de la dimension de l'entrefer. On arrive donc à un temps total de 18', compte tenu de la préparation et de la mise en place 2', de la période d'attente 10', et de l'accroissement de la contrainte 6'.

Les courbes de réponse de la "gencive simulée" avec les trois échantillons respectent le même ordre que les courbes d'écoulement ce qui démontre une action visible du matériau sur le simulateur et semble donc respecter la logique du gradient de viscosité.

Nous noterons par superposition avec la courbe standard à vide une action plus compressive avec l'échantillon 10' qui accélère la dépression "gencive simulée" avec toutefois une arrivée en butée pour le même temps que la courbe de référence ; moins compressive avec l'échantillon 5', l'échantillon 7' donnant une valeur intermédiaire qui se superpose à la courbe à vide.

Un champ d'investigations plus poussées s'offre à nous pour l'étude de ce type de matériau. L'aspect thérapeutique est démontré. En augmentant encore le temps de latence avant l'exercice de la contrainte on pourra explorer la phase de plasticité du matériau et connaître la relation temps, viscosité, contrainte. Nous en tirons une application clinique. Il paraît important de n'introduire en bouche la prothèse garnie de Fitt en vue d'une réhabilitation tissulaire qu'après un laps de temps suffisant pour que le fluage ne soit pas trop rapide au début.

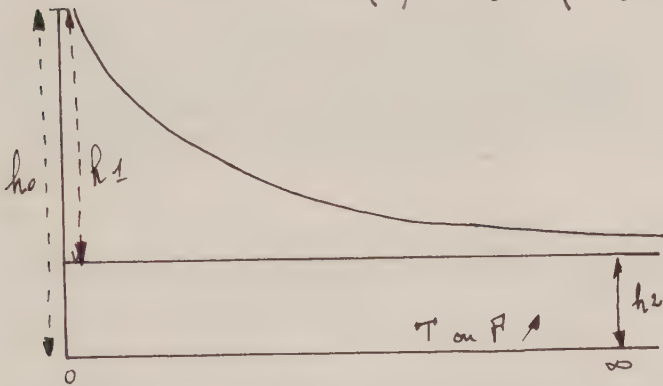
Nous comprenons maintenant pourquoi dans certains cas nous n'avions pas des résultats aussi satisfaisants que dans d'autres. Une action mécanique trop rapidement appliquée sur ce produit par la mastication entraîne en raison du jeu prothétique fonctionnel un fluage trop important et plus important en tout cas que la phonation ou la déglutition à vide. Il n'est pas souhaitable que les patients auxquels on applique ce traitement prennent un repas dans l'heure qui suit.

Le départ de l'agent plastifiant permet ensuite le passage à la phase élastique dans laquelle le matériau subit une déformation élastique sans fluage.

REMARQUES APRES L'ESSAI DE FLUAGE DES MATERIAUX SOUS UNE CHARGE CROISSANTE

Toutes les courbes expérimentales obtenues présentent une décroissance de forme exponentielle dont la formule générale est la suivante:

$$h(t) = h_2 + (h_0 - h_2)e^{-t/t_0}$$



Le temps de réponse t_0 est caractéristique des matériaux ou du couplage matériau gencive quand celui-ci intervient.

Comme sur l'abscisse nous pouvons porter le gradient de force, on a aussi :

$$h(f) = h_2 + (h_0 - h_2)e^{-f/f_0}$$

Il est intéressant de noter que pour tous les matériaux à empreintes, une augmentation de la contrainte même très importante n'augmente pas l'écoulement d'une façon significative et ce avant la prise finale. Pour les matériaux à empreintes proprement dits cet état est atteint rapidement étant donné que leur prise est faite en quelques minutes. Par contre pour les résines à prise retardée il faut un temps beaucoup plus long mais le phénomène est le même.

Il semble bien qu'en fonction de la viscosité il y ait une épaisseur critique à partir de laquelle, pour chaque matériau, l'écoulement ne varie plus que très faiblement, malgré une pression très importante. Il faut certainement associer la notion de surface à celle d'épaisseur car à elles deux elles définissent la notion de volume de la masse d'empreinte.

Nous avons constaté en effet que chaque fois que l'épaisseur d'un échantillon était faible, la courbe de réponse de la "gencive simulée" était toujours proche de la courbe à vide, ce qui paraît anormal car on admet plus volontiers une réaction du simulateur sur les matériaux les plus fluides que sur les matériaux les plus visqueux.

Dans l'expérimentation nous avons bien quantifié la valeur de l'entrefer et les échantillons entre eux au sein d'une même série, nous nous proposons de refaire ces essais en réalisant pour tous les matériaux des échantillons de même masse, le reste étant sans changement.

MODIFICATIONS A APPORTER A L'EXPERIMENTATION N°2 DANS LE BUT D'OPTIMISER LES RESULTATS

Nous pensons que l'expérimentation est satisfaisante dans son principe de conception.

La translation de la masse qui fait augmenter la contrainte s'effectue en un temps de 6'30" qui est suffisant pour tester les matériaux. Si nécessaire, une charge additionnelle peut être rajoutée à la charge initiale pour augmenter les pressions exercées.

La partie cinématique pourra donc efficacement servir pour des manipulations futures.

La cellule de mesure nous semble devoir être modifiée. Ceci permettrait une meilleure analyse avec une simulation plus proche de la réalité, alors que pour ce travail on peut considérer que nous avons surtout cherché à trouver un protocole expérimental donnant des résultats fiables.

Nous pensons que les transformations à envisager doivent se faire dans deux directions :

- au plan de la mécanique d'abord,
- au plan de la viscosité de la "gencive simulée" ensuite.

Sur le plan mécanique il faut désolidariser la transmission des contraintes du système de simulation. D'un point de vue purement mathématique il n'y aura pas de changement fondamental, par contre la lecture en sera facilitée. Cette transformation se fera en réalisant une découpe dans le disque asservi à la contrainte. Dans cette découpe un disque plus petit rigoureusement concentrique servira de simulateur gingival. Ce système permettrait de mieux suivre le décalage "temps" que dans le matériel actuel, pour les courbes de réponse "gencive simulée".

Sur le plan de la visco-élasticité du simulateur gingival, la quantité de déformation est actuellement satisfaisante puisque nous pouvons suivre avec une très grande précision un enfoncement de 1,8 mm alors que la valeur admise comme maximale est de 2 mm, la minimale étant de 4/10 de mm. Par contre qualitativement, il faudra utiliser les études qui ont été faites sur la visco-élasticité des liquides biologiques pour améliorer la simulation gingivale.

La biorhéologie, puisque c'est ainsi que A.L. COPLEY a appelé cet aspect de la rhéologie appliquée à la vie, nous informe des propriétés visco-élastiques des protoplasmes cellulaires. La viscosité est variable selon les cellules ; elle est comprise entre les valeurs de 0,03 Poises et 100 Poises, avec une thixotropie importante pendant l'activité métabolique. Pour le sang, étudié historiquement par Poiseuille dont le nom reste attaché à la mesure de la viscosité, comme pour les vaisseaux, les connaissances actuelles doivent nous permettre de trouver une viscosité expérimentale qui assure un comportement comparable à celui de la muqueuse tel que défini par KIDD à la compression.

Il nous sera donc possible de nous rapprocher des données biomécaniques actuellement admises pour étudier véritablement l'action de la masse d'empreinte sur les tissus et la réaction des tissus sur la masse d'empreinte.

Parmi les matériaux, il nous semble que l'intérêt majeur doive se concentrer sur les résines à prise retard car ces matériaux ont créé par leur apparition des possibilités thérapeutiques intéressantes.

Consécutivement à ces études sur ce matériel expérimental, nous pensons pour confirmer les résultats obtenus, qu'il sera nécessaire de pratiquer une série d'empreintes d'un même maxillaire, avec le même P.E. et la même pression dans les mêmes conditions de temps. Tous les matériaux étudiés seraient testés et par une série de coupes spatialement définies (ALLEGRE) (3), on pourra comparer la section des modèles obtenus et voir si la clinique s'accorde avec l'expérimentation.

CONCLUSIONS

REFLEXIONS AVANT LA CONCLUSION

"La prothèse n'est plus un bricolage de remplacement des organes perdus, fut-il génial. Elle doit être un traitement." Pierre BUCHARD.

Tout notre travail s'est efforcé de montrer qu'il ne peut en être autrement.

Le jour de l'insertion, la réalisation prothétique est physiquement déterminée comme tout système mécanique, pour s'intégrer dans un système vivant dont l'essence même, vitale, est la possibilité de se modifier et de s'adapter sous l'effet de conditions biologiques d'ordre général ou particulier.

Objet de la première partie de notre travail, la connaissance des caractéristiques biomécaniques des tissus de soutien et des modifications métaboliques qui affectent leur capacité à supporter le stress prothétique permet d'affirmer que le traitement commence véritablement lors de l'insertion. Une comparaison audacieuse peut être établie avec l'Automobile. Le conducteur bien que non indifférent à la technologie de l'industrie automobile s'intéresse surtout à son véhicule quand, assis pour la première fois à son volant, il part du garage vers l'aventure de la vie quotidienne. C'est le service après vente avec lequel ses rapports vont être, soit constants soit épisodiques, qui l'intéresse car c'est la notion de service qui donne sa valeur au produit.

En prothèse totale il en est de même. La surveillance immédiate est un facteur de réussite pendant la période d'appropriation. Elle permet la détection des imperfections mineures présentes au niveau des bases, des surfaces polies et des dents et leur correction spécifique. Nous estimons que la surveillance doit se poursuivre dans le temps à intervalles réguliers, de l'ordre de six mois. C'est pourquoi nous nous efforçons toujours de recueillir l'adhésion des patients en les motivant le plus sérieusement possible afin qu'ils deviennent responsables face à leur avenir prothétique.

Les protocoles technologiques parfaitement codifiés maintenant, permettent une réalisation satisfaisante et l'équilibration primaire et secondaire, vient parfaire une relation intermaxillaire physiologique comme nous l'avons vu dans la deuxième partie de ce travail.

Enfin les progrès que l'avenir peut nous permettre d'espérer, sont liés à l'obtention de matériaux à empreintes susceptibles de donner, grâce à des propriétés qui restent à définir, des empreintes anatomo-fonctionnelles tenant compte de la différence topographique des diverses réponses tissulaires. Nous avons cherché à connaître dans notre recherche expérimentale, lors de la première manipulation, les variations de la viscosité au cours de la réaction de prise. Dans la seconde, nous avons voulu apprécier le comportement à l'écoulement des matériaux pendant la prise d'empreinte. Nous nous sommes aperçu que pour la totalité des matériaux la perte d'écoulement est très rapide dès que l'espace de confinement diminue dans l'intervalle "porte-empreinte - surface à mouler" et ce malgré une augmentation de la force d'application de la contrainte. Il ressort de cette étude que la notion d'épaisseur est très importante pour pouvoir apprécier l'action de la masse d'empreinte et la réaction du simulateur sur la masse d'empreinte.

Il faudra certainement parvenir à l'obtention de matériaux à la thixotropie vraie qui permettront à la fois l'enregistrement des détails anatomiques et la détermination physiologique de la surface support.

Notre travail s'arrête donc pour l'instant sur une interrogation qui nous interpelle pour plus de recherche et de travail avec plus de méthode, mais aussi pour une grande modestie car, plus haute est la flamme dans la nuit, plus sombres sont les ténèbres alentour.

CONCLUSION

Nous souhaitions réaliser l'étude de l'action possible de la masse d'empreinte sur les tissus de soutien prothétique en particulier sur la muqueuse puisqu'à travers elle doivent se transmettre les forces de pression qui sont nécessaires au maintien de la trabéculatation osseuse. Ceci nous a conduit à rappeler l'histologie, la physiologie et la pathologie du "complexe ostéo-muqueux" ainsi que les diverses étapes de la restauration prothétique dont l'action iatrogène doit être minimisée au maximum.

Notre expérimentation nous a permis de mieux connaître les matériaux dont nous nous servons pour la prise d'empreinte. Nous constatons que selon leurs caractéristiques physico-chimiques leur réaction de prise est variable mais répond toutefois au passage de l'état visqueux à l'état solide plus ou moins rapidement selon les cas avec un temps de latence permettant la manipulation et l'insertion du porte-empreinte garni de matériau.

Dans la simulation de la prise d'empreinte nous avons constaté que la perte d'écoulement du matériau d'empreinte est un facteur très important. Elle est liée à la notion d'épaisseur minimale qui bien avant la prise du matériau bloque toute évolution future de la masse d'empreinte en raison des contraintes internes et de surface qui se manifestent sur l'échantillon étudié.

Nous souhaitons poursuivre notre travail dans cette voie et nous pensons qu'il sera possible un jour de voir l'apparition de matériaux à empreintes plus adaptés à la recherche d'empreintes anatomo-fonctionnelles qui sont, et nous l'avons montré, les plus aptes à maintenir le complexe ostéo-muqueux en bonne santé si par ailleurs tous les impératifs prothétiques sont respectés.

Le Président de la Thèse,

Vu et permis d'imprimer

Lyon, le 3 juin 1980

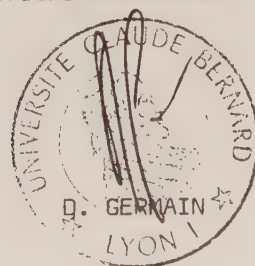


Vu, le Directeur de la
Faculté d'Odontologie,



J. PARRET

Le Président de l'Université Claude
Bernard Lyon I
Président du Comité de Coordination
des Etudes Médicales



BIBLIOGRAPHIE

- 1 - ACKERMANN F. - Occlusodontologie et occlusodontie. Equilibrations et réhabilitations occluso-articulées. - R.F.O.S. II^e Année n°7 Août-sept. 1964 - pp. 1061-1153.
- 2 - AICHE H. - Considération sur la prise d'empreinte préliminaire inférieure chez l'édenté total à crête nulle ou négative. - Information dentaire du 11.3.71 - pp. 921-922.
- 3 - ALLEGRE P. - Les variations dimensionnelles du joint périphérique de l'empreinte mandibulaire chez l'édenté total. Thèse Sciences Odontologiques. Lyon I. 1977.
- 4 - ALLEMAN C., QUENNEVILLE Y. et KAHL P. - Mesure du temps de prise de quatre plâtres à empreintes. Information dentaire 23.5.74 N°21, pp. 29-43.
- 5 - APAP G. - Prothèse immédiate. La technique chirurgicale. - Cahiers de prothèse, N°24, 0078 pp.85-97.
- 6 - ATWOOD D.A. - Reduction of residual ridges. A major oral disease entity. J. Prost. Dent. Vol.26 ; N°23, Sept.71, pp.266-279.
- 7 - BARONE J.V. - Nutrition - Phase one of the edentulous patient. J. Prost. Dent. Vol.40, N°2, Aug. 78 , pp.122-126.
- 8 - BELILTY P. et BUCH D. - Préparation préprothétique des tissus de soutien en prothèse amovible partielle. - Cahiers de prothèse N°27. Juillet 1979, pp. 105-119.
- 9 - BENECH P. - Contribution à l'étude de l'anatomie et de la physiologie condylienne chez l'édenté partiel et l'édenté total. - Information dentaire. N°40, 5.10.1978 , pp.15 à 31.
- 10 - BOLLMANN F. - Total Soft prothese - Z.N.R. 84, Jan. 1975 , N°12, pp.563-569.
- 11 - BONIN Ph. - Modifications de l'appareil manducateur chez les sujets privés de viande. Mesures des forces masticatrices. - Thèse sciences odontologiques. LYON I , 1972.

- 12 - BOUYSSOU M., LODTER J.P., MOULY DUFFAUT. - Résorption osseuse et dentaire dans les paradontopathies. - Information dentaire, 28.10.71, pp 3671-3674.
- 13 - BRILL N., TRYDE G., SCHUBELLER S. - The role of exteroceptors in denture retention. - J. Prosthet. Dent. , vol.9, p.761, 1959.
- 14 - BRILL N. - Factors in mechanism of full dentures retention. A discussion of selected papers. - Dent-practit. 18.9.1967.
- 15 - BRUGIRARD J., LALLICH B. - Le rebasage en prothèse adjointe totale. Encyclopédie Médico-chirurgicale. Stomatologie II. 6.1977. Fasc. 23325. H.10 edit. 18 Rue Ségnier 75006 PARIS.
- 16 - BUCHARD P. - La prothèse immédiate. Principes généraux. - Cahiers de Prothèse N°24, Oct. 78, pp.45 à 60.
- 17 - BUCHARD P. - La prothèse immédiate. Introduction - Cahiers de Prothèse - N° 24, Oct. 78, pp.37 - 40.
- 18 - BUDTZ - JORGENSEN E. - Stomatite prothétique ou la candidose chez le porteur de prothèses. - Cahiers du Chirurgien-Dentiste, 6 Fev. 1974 ; pp 45-51.
- 19 - BUTZ-JORGENSEN - Prévention de la formation de la plaque des dentiers à l'aide d'un produit de nettoyage à base d'enzymes. - Journ. Biol. Bucc. N°3, Vol.5, pp 239-244, 1977.
- 20 - BUGUGNANI R., FREY J. - Démarches analytiques pour la recherche des caractéristiques générales des élastomères. 1ère Partie. Investigations, moyens et résultats. - Cahiers de Prothèse N°17, Janvier 1977 , pp. 29-48.
- 21 - BUGUGNANI R. - Démarches analytiques pour la recherche des caractéristiques générales des élastomères. 2ème Partie. Interprétation clinique des résultats. - Cahiers de Prothèse N°17, Janvier 1977 , pp.51-57.
- 22 - BUYLE-BODIN Y. - Stéréognosie de la cavité buccale. - Journ. Biol. Buccale - N°6 , Déc. 75, ref.164, pp. 61-67.
- 23 - CAITUCOLI P.F. - Les dérivés de l'éthylène imine utilisés en odontologie. - Les questions d'odontostomatologie N°14, 1979, pp.59-54.

- 24 - CHATEAU M. et Coll. - Orthopédie Dento-faciale. Bases fondamentales. Physiologie de l'appareil manducateur. pp 196-243 et pp. 243-285, Paris ., Ed. Julien Prêlat, 1975.

- 25 - CHATEAU M. et Coll. - Orthopédie Dento-faciale. Bases fondamentales. Histo-physiologie des réactions tissulaires au cours du déplacement orthodontique, pp. 328-364, Paris Ed. Julien Prêlat, 1975.

- 26 - CHAVRIER C. - Le collagène. Biosynthèse et maturation. - Information dentaire 13.09.79, Vol.61, N°31, pp 2701-271

- 27 - Contribution à l'étude des conséquences pathologiques de la plaque microbienne subprothétique sur l'environnement buccal. - Publication des laboratoires Stafford-Miller.

- 28 - CORCUFF M., DECOMBAS M., KAQUELER J.C. - Les modifications ultrastructurales de l'épithélium buccal au cours de la kératinisation. - Actualités odontostomatologique. N°115, 1976, pp.539-561.

- 29 - COULY G. - Articulation temporo-mandibulaire et inter-relations fonctionnelles masticatrices. - Actualités odontostomatologiques, N°114, 1976, pp. 233-253.

- 30 - CRETOT M. - Observation sur la courbe sagitale d'occlusion. - Le chirurgien dentiste de France, 12.01.1974, pp.71-76.

- 31 - CUTRIGHT D.E., BUDVIK J., GAY W.D., SELTING W.J.
Tissue pressure under complete maxillary denture.
J. Prosthet. Dent., Vol.35, N°2, Feb.76, pp.

- 32 - DELORT A. - Critères fondamentaux de l'adhérence des prothèses complètes. - Information dentaire 7.09.72, N°26, pp 3191-3192.

- 33 - DELUCA H.F. - Acquisitions récentes sur le système endocrinien de la vitamine D. Information dentaire 12.05.77 , N°19, pp 27-49.

- 34 - DEVIN - Introduction à la méthode phonétique. - Actualités odontostomatologiques N°62, Juin 1963, pp 101-136.

- 35 - DEYROLLE G. - Fiabilité d'un élastomère siliconé pour empreintes. - Informations dentaires 9.10.75, N°41, pp 45-50.
- 36 - DICOSTANZO P., DICOSTANZO G. - Biochimie générale et odontologie. - Paris, Ed. Masson et Julien Prêlat, 1969. Métabolisme phosphocalcique, pp.109-118.
- 37 - DRAGAUT P.M. - Etude au maxillaire supérieur édenté des effets engendrés par les pressions sur les muqueuses, à l'état de repos. - Information dentaire 14.10.76, N°42, pp.25-41.
- 38 - EMPREINTE AUX ALGINATES (L') - Le Chirurgien dentiste de France , 6.02.74, pp.61-64.
- 39 - EMPREINTES DYNAMIQUES - Méthode assurant des empreintes fonctionnelles d'un tissu sain. Rétablissement des tissus dans un bon état physiologique. Notice technique de l'Hydrocast - KAY-SEE DENTAL M F G CO. KANSAS CITY.
- 40 - FARASYN - Preventie von de resorptie onder totale prothesen. - Revue Belge Med. Dent. , Vol.29, N°21, 1974, pp.187-202.
- 41 - GARGARINO J. et VALERY L.P. - Mécanisme de fixation et élimination du calcium au niveau des tissus durs. - Le chirurgien dentiste de France, 19.03.75, pp.61-62.
- 42 - GERBER A. - L'occlusion dans la prothèse totale. - Brochure Codynator. Méthode fournie par la firme CANDULOR S.A.
- 43 - GIBERT Y. - Influence de la viscosité de la salive sur la rétention des prothèses adjointes totales. - Le chirurgien dentiste de France. 15.10.75, pp.61-64.
- 44 - GIBERT Y. , DIRAT C., BLANDIN M. - L'empreinte secondaire en prothèse adjointe complète : principes techniques. - Information dentaire Vol.61, N°15, pp 1261-1268.
- 45 - GLICKMAN I. - Parodontologie clinique. - Paris, Ed. Julien Prêlat, 1974, pp.19-44, 70-81, 174-204, 394-442.

- 46 - GOUMY R. - Montage gnathologique et adhérence prothétique totale. Contrôle par colorimétrie. Le chirurgien dentiste de France, 2.04.75, pp.61-64.
- 47 - GOUMY R. - Comportement des muqueuses sous les bases prothétiques. Conséquences pratiques pour la réalisation des empreintes. - Le chirurgien dentiste de France, 15.05.74, pp.61-63.
- 48 - GOUMY R. - Adhésion et état de surface des prothèses maxillaires en résine acrylique. - Le chirurgien dentiste de France, 28.04.76, p.57.
- 48 bis - GROSGOGÉAT J.P. - Procédés électro-acoustiques du diagnostic des anomalies phonatoires. Revue Française de prothèse maxillo-faciale, N°12, 1978, Tome VII.
- 49 - HARTMANN F. - Physiologie de l'espace libre . - Information dentaire 8.05.71, pp.1705-1709.
- 50 - HASS H.G. - Le traitement des ostéoporoses. - Triangle SANDOZ, Vol.VIII, N°2, Juin 1968, pp.97-100.
- 51 - HERVE M. - Les tissus de soutien des appareils de prothèse partielle amovible, de leur préservation. - Actualités odontostomatologiques, N°99, Sept. 1972, pp.325-332.
- 52 - HEXTON A.J. - Quelques aspects de neurophysiologie intéressant l'odontologie. Théories sur la fonction masticatrice in Journal of dentistry. Information dentaire 5.02.76, N°6, pp.35-43.
- 53 - HIRIGOYEN M., LIQUOIS R., CLERGEAU-GUERITHAULT - Muqueuse buccale et prothèse adjointe. Quelques données récentes. Information dentaire 8.11.73, N°45, pp 137-171.
- 54 - HOBKIRK J.A. - The management of gross alveolar resorption. - J. Prosthet. Dent., Vol.29, N°4, Ap.73, pp.397-404.
- 55 - HUBERMAN M., OGOLNIK R. - Empreinte sous dépression et myographie forcée en prothèse complète. - Le chirurgien dentiste de France, 17.04.74, p.56-63.

- 56 - HUGONIOT M.A. - Impératifs de montage. Dents antérieures inférieures. Dents de la région prémolaire-molaire.
Annales odontostomatologiques, XXVI, N°4, 1969, pp 175-180.
- 57 - HOUSSET P. - Cicatrisation de la gencive et de l'os.
Pratique odonto-stomatologique (P.O.S.), Fascicule n°478.
- 58 - HOUSSET P. - Crêtes gingivo-osseuses. Forme et structure.
Pratique odonto-stomatologique (P.O.S.), Fascicule n°479.
- 59 - IRSA A. - Exploitation du chassis pour la mise en condition tissulaire en prothèse adjointe partielle. - Les cahiers de prothèse, N°26, Avril 1979, pp.47-75.
- 60 - ISMAIL Y.H. - Occlusion in complete denture prosthodontics.
L'occlusion en prothèse totale, traduction de Christian HUREL.
Les cahiers de prothèse, N°12, Octobre 1975, pp.47-64.
- 61 - JANI R.M., BHARGAVA K.- A histologic comparison of palatal mucosa before and after wearing complete dentures. - J. Prosthet. Dent., Vol.36, N°3, Sept. 76, pp.254-260.
- 62 - JAUDOIN P. - Evolution topographique des surfaces d'appui chez l'édenté total et son incidence sur la restructuration prothétique. -
Annales odonto-stomatologiques , N°4, 1976, pp.135-142.
- 63 - JAUDOIN P. - A propos du diagnostic et du traitement des lésions de l'articulation temporomandibulaire en édentation totale.
Thèse de Chirurgie dentaire, LYON I, 1976.
- 64 - JONES P.A. - Complete dentures and associated tissues. - J. Prosthet. Dent., Vol.35, N°2, Aug. 75, pp.136-149.
- 65 - KAWAZOE Y., HAMAD A.T. - The role of saliva in retention of maxillary complete dentures. - J. Prosthet. Dent., Vol.40, N°2, Aug. 78, pp.131-136.
- 66 - KELSEY C.C., REID F., COPLOWITZ J.A. - A method of measuring pressures against tissues supporting functioning complete dentures. -
J. Prosthet. Dent., Vol.35, N°4, Apr.1976, pp.376-383.

- 67 - KLEIN I.E. - The effect of thyrocalcitonin and growth hormones on bone metabolism. - J. Prosthet. Dent., Vol.33, N°4, Apr.1975, pp.365-379.
- 68 - KLEIN P. - Les empreintes en prothèse totale. Un concept actuel. - Information dentaire, N°45, 6.11.1975, pp 69-73.
- 69 - KLEIN P. Propos de la piézographie. - Information dentaire N°33, 34, 35 17, 24, 31.08.72, pp.3115-3120.
- 70 KLEINFINGER S. - Dimension verticale en prothèse totale. Information dentaire N°15, 8.04.76, pp. 25-45.
- 71 - KYDD W.L., DALY C.H., NANSEN D. - Variation in the reponse to mechanical stress of human soft tissues as related to age. - J. Prosthet. Dent., Vol.32, N°4, 1974, pp.493-
- 72 - LALLICH B. - Intégrité tissulaire et prothèse totale. Thèse en Sciences Odontologiques 1977, LYON I.
- 73 - LALLICH B. - La relation intermaxillaire . - Communication personnelle, 1979.
- 74 - LALLICH B. & BRUGIRARD J. - Prothèses totales immédiates. Encyclopédie Médico-chirurgicale. PARIS. Stomatologie II. Fascicule 23325 K.10 (6-1977).
- 75 - LALLICH B. , SCHOENDORFF R. - Le joint vélo-palatin. Annales Odonto-stomatologiques N°4, 1974, pp.155-165.
- 76 - LANDE A. - Progrès en vue de la délimitation naturelle des bords de l'empreinte en prothèse totale. - Actualités Odonto-stomatologiques, N°101, Mars 1973, pp.139-145.
- 77 - LANG B.R. - The use of gold in construction of mandibular denture bases. J. Prosthet. Dent., Vol.32, N°4, Oct. 1974, pp.398-404.
- 78 - LAURITZEN A.G. - Manuel d'application de la technique du Dr Arne G. Lauritzen. 2° édition 1971. - Fascicule fourni pendant les cours post-universitaires du Dr Arne G. Lauritzen.

- 79 - LEJOYEUX J. - Prothèse complète. Tome I : Examen clinique, matériaux et techniques d'empreintes. Paris, Maloine Editeur, 2° édition, 1970.
- 80 - LEJOYEUX J. - Prothèse complète. Tome II et III : Diagnostic et traitement. Paris, Maloine Editeur, 2° édition, 1970.
- 81 - LEJOYEUX J. - Equilibration occluso-articulaire et stabilisation des prothèses complètes. - Cahiers de prothèse N°12, Octobre 1975, pp.103-109.
- 82 - LEJOYEUX J. - Résines acryliques plastiques à prise retardée. Maloine éditeur, Paris, 1969.
- 83 - LEJOYEUX J., DABADIE M., DARQUE J. - La téléradiographie de profil en prothèse complète, un examen d'omnipraticien. - Cahiers de prothèse N°25, Janv. 1979, pp.37-52.
- 84 - LEJOYEUX J., KLEINFINGER S.- Intrados prothétique et muqueuses. - Cahiers de prothèse, N°8, Oct. 1974, pp.119-128.
- 85 - LEJOYEUX J., KLEINFINGER S.- Milieu buccal, salive et prothèse adjointe. Cahiers de prothèse N°2, Avril 1973, pp.101-113.
- 86 - LEJOYEUX J., KLEINFINGER S. - Protection en surface des muqueuses. Problèmes chez les édentés totaux. - Cahiers de prothèse, Avril 1976, N°14, pp.111-122.
- 87 - LEJOYEUX J., OGOLNIK R. - Résorption et édentation totale. Première et deuxième parties. - Cahiers de prothèse, N°5, 1974, pp.63-75, N°6 1974.
- 88 - LEJOYEUX J., OGOLNIK R. - Les indications des résines acryliques à prise retardée. Cahiers de prothèse, N°7, 1974, pp.87-93.
- 89 - LOCHU R. - Importance des rapports de la ligne de crête alvéolaire avec l'espace prothétique chez les édentés totaux inférieurs. Information dentaire , 14.11.74, pp.129-133.
- 90 - LUCCHINI J.P., LAVIGNE J. - La relation centrée. Information dentaire N°26, 29.06.1972, pp.2715-2721.

- 91 - MARIANI P., MIGOZZI J., SOUMEIRE J. - La polymérisation des résines acryliques.
Intérêt de guider le retrait en prothèse totale.
Cahiers de prothèse N°21, Janv. 1978, pp.77-91.
- 92 - Mc CARTHY J.A., MOSER J.B. - Mechanical properties of tissue conditioners.
Part I - Theoretical considerations, behaviorial characteristics
and tensile properties. - J. Prosthet. Dent., Vol.40, N°1,
July 1978, pp 89-97.
Part II - Creep characteristics. - J. Prosthet. Dent., Vol.40,
N°3, July 1978, pp.334-342.
- 93 - MARIANI P., MIGOZZI J. - Prothèse complète et articulateurs. Pour une concep-
tion différente. - Actualités odonto-stomatologiques N°115, 1976,
pp.509-529.
- 94 - MARTIN R. - Nouvelle classification des torus palatinus.
Information dentaire 19.04.73, N°16, pp.23-29.
- 95 - MERCIER P. - Atrophies des maxillaires et hypertrophie des muqueuses chez les
édentés. Epidémiologie et réhabilitation. - J. Canad. Dent. Ass.
N°8, 1975, pp.463-466.
- 96 - MEYER S. - Prothèse totale et céphalométrie. - Cahiers de prothèse, N°6,
Avril 1974, pp.
- 97 - MICHAEL C.G., BARSOUM N.M. - Comparing ridge resorption with various surgical
techniques in immediate dentures. - J. Prosthet. Dent., Vol.35,
Feb. 1976, pp.142-155.
- 98 - MICHEL J.F. , SANGIUOLO R., PINI P., MIGOZZI J. - Valeur diagnostic des tracés
pantographiques en prothèse complète. - Cahiers de prothèse N°12,
Oct. 1975, pp. 67-79.
- 99 - MIES L.F. - Fatigue, porosité et autres défauts des résines dentaires. -
Information dentaire 22.04.71, pp.1495-1500.
- 100 - MILLER E.L. - Types of inflammation caused by oral prostheses. -
J. Prosthet. Dent. Vol.30, V°4, Oct. 1973, pp.380-384.

- 101 - MJØR I.A. , PINBORG J.J. - Histology of the human tooth -
Munksgaard Editeur, Copenhagen, 1973, pp.123-130.
- 102 - MONNIOT A. , MIGOZZI J. - La téléradiographie de profil en prothèse.
Cahiers de prothèse N°18, Avril 1977, pp.77-91.
- 103 - MONSENEGO P., LEJOYEUX J. - Ecologie du milieu buccal de l'édenté.
Cahiers de prothèse n°25, Janv. 1979, pp.81-98.
- 104 - MORIN G. - Physiologie du système nerveux central. - 6° édition. PARIS.
MASSON éditeur, 1974, pp.81-120.
- 105 - NALLY J.N. - Cours de perfectionnement sur la prothèse partielle adjointe.
26-28 Sept. 1977. GENEVE, Editions Médecine et Hygiène.
- 106 - NATER J.P., GROENMAN N.H., WAKKER-GARRITSEN B.G., TIMMER L.H. -
Etiologic factors in denture sore mouth syndrome.
J. Prosthet. Dent. Vol.40, N°4, Oct. 1978, pp.367-373.
- 107 - NEDELMAN C.I., BERNIK S. - The significance of age changes in human alveolar
mucosa and bone. J. Prosthet. Dent. Vol.39, N°5, Mai 1978,
pp.495-501.
- 108 - OGOLNIK R. - Empreintes mucco-statiques et anatomo-fonctionnelles en prothèse
totale. - Chirurgien dentiste de France, 27) 1.71, pp.41-47.
- 109 - OGOLNIK R. - A propos des alginates. Information dentaire 21.06.73, n°25,
pp. 23-27.
- 110 - OGOLNIK R. - Le problème de la mise en condition occluso-articulaire dans le
traitement de l'édentation totale. - Actualités Odonto-Stomatolo-
giques, N°113, 1976, pp.101-119.
- 111 - OGOLNIK R. - L'organisation des tissus minéralisés. Notions actuelles. -
Information dentaire 23.09.71, pp.3089-3095.
- 112 - OGOLNIK R. - Actualité du Quint de Hanau. - Cahiers de prothèse N°19,
Juillet 1977, pp. 41-59.

- 113 - OGOLNIK R. - Réalisation des surfaces occlusales prothétiques. Choix du matériau. - Cahiers de prothèse N°15, 1976, pp.95-100.
- 113 bis - OGOLNIK R., KLEINFINGER S., FREMEAUX A., GEIGER D. -
Activité piézo-électrique des tissus dentaires. -
Journal de biologie buccale, Vol.4, 1976, pp.117-122.
- 114 - OKANE H., YAMASHINA T., NAGASAWA T., TSURU H. - The effect of antero-posterior inclination of the occlusal plane on biting force.
J. Prosthet. Dent. Vol.42, N°5, pp.497-501, Nov. 1979.
- 115 - OSTEOPOROSSES & PARODONTOPATHIES - Journal de l'art dentaire n°72?
Laboratoires Substantia. 92 COURBEVOIE.
- 116 - PARRET J. - La résorption physiologique et pathologique. -
Cours du CES de 3° Cycle. Lyon 1972-1973, UER de Sciences
Odontologiques.
- 117 - PARRET J. - La salivation : salive et physiologie salivaire.
Cours de CES de biologie buccale. Lyon 1971-1972, UER de
Sciences Odontologiques.
- 118 - PARIS R.L. - A propos de sensibilité proprioceptive. Les connections cerebel-
leuses du trijumeau. - Information dentaire N°20, 15.05.75,
pp. 21-28.
- 119 - PARKINSON C1. F. - Similarities in resorption patterns of maxillary and
mandibular ridges. - J. Prosthet. Dent., Vol.39, N°6, June 1978,
pp.598-602.
- 120 - PERSOZ B. - Introduction à l'étude de la rhéologie. - Editeur DUNOD, Paris 1960.
- 121 - PEYTON F.A. - Restorative dental materials. 3° edition. SAINT LOUIS 1968.
The C.V. MOSBY COMPANY.
- 122 - PHYSIOLOGIE ET BIOMECHANIQUE EN PROTHESE AMOVIBLE TOTALE -
Information dentaire du 20.07.72, N°29, pp.2989-2992.

- 123 - PICTON D.C.A. , WILLS D.J. - Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. - J. Prosthet. Dent., Vol.40, N°3, Sept. 1978, pp.263-272.
- 124 - PIREL C. - Contributions à l'étude de la stabilité dimensionnelle des élastomères silicones et recherche de protocoles expérimentaux.
- 125 - PORTE J., DURAND B., LIBOUREL P., PREDRIX G., PARRET J. -
Etude clinique et ultra-structurale de l'action de l'insaponifiable d'huile de germe de maïs au cours d'une observation de paradontolyse chez l'homme. Bilan ostéocytaire.
Actualités Odonto-stomatologiques, N°121, Mars 1978 , pp.
- 126 - RAZEK M.K.A., SHAABAN N.A. - Histochemical and histopathologic studies of alveolar mucosa under complete dentures.
J. Prosthet. Dent., Vol.39, N°1, Jan. 1978, pp.29-36.
- 126 bis - RHEOLOGIE (La) - La monographie du centre d'actualisation scientifique et technique. - MASSON éditeur, PARIS, 1969.
- 127 - RIFAUX O. - Gnathologie et prothèse totale. - Annales Odonto-stomatologiques, LYON 1974, N°
- 128 - RIFAUX O. - La relation intermaxillaire en prothèse totale. - Thèse de chirurgie dentaire. LYON I, 1973.
- 129 - ROCHER J. - Tolérance des muqueuses vis à vis des matériaux. -
Le chirurgien dentiste de France N°16, Avril 1975, pp.49-51.
- 130 - ROCOULES L. - Faisons le point sur la stabilisation des prothèses amovibles restaurant des arcades totalement édentées. - Chirurgien dentiste de France du 19.03.75, pp.49-55.
- 131 - ROZENCWEIG D. - Chirurgie préprothétique destinée à conserver les crêtes alvéolaires. - Cahiers de Prothèse, N°23, Juillet 1978, pp.97-104.
- 132 - RUBINSTENN J., VALENTIN Cl. - Rapports du buccinateur et du plan prothétique d'occlusion. - Cahiers de prothèse N°1, Janvier 1973, pp.61-74.

- 133 - RYCKEWAERT A. - Os et articulations. In Collection Pathologie médicale Vol.8
Paris, FLAMMARION MEDECINE SCIENCES Editeur 1971, pp.5-19, 52-76.
- 134 - SAFFAR J.L. - Le comportement osseux au cours des parodontopathies.
Information dentaire du 13.05.76, N°20, pp.23-31.
- 135 - SANGIULO R., SANCHEZ M. - Intérêt des dents artificielles (Dents de Gerber
Condyliform) en prothèse complète. - Chirurgien dentiste de
France, 7.01.76, pp.55-58.
- 136 - SANGIULO R., PINI P., SANCHEZ M. - Limites et intégration de la piézographie
en prothèse totale inférieure. Information dentaire 9.05.74, N°19,
pp. 25-30.
- 137 - SCHOENDORFF R. - Essai de rationalisation de l'examen clinique en prothèse
totale adjointe et proposition pour une fiche d'observation et
de traitement. - Thèse de chirurgie dentaire , LYON I, 1976.
- 138 - SCHOENDORFF R. - Equilibration primaire à la pose d'une prothèse totale. -
Annales Odonto-stomatologiques, N°14, 1976, pp.145-154.
- 139 - SCHREINEMAKERS J. - La logique en prothèse complète. - UTRECHT. EDITRIC THOLEN 1968
- 140 - SEBBAH F. - Thérapeutique des édentations bilatérales postérieures de la
mandibule. - Cahiers de prothèse N°2 - 1973, pp.85-98.
- 141 - SKINNER E.W. et PHILLIPS R.N. - Sciences des matériaux dentaires. - Traduction
de M. NAVARRO - PARIS Julien Prêlat Editeur, 1971.
- 142 - SPIRGI M. - Relations inter-occlusales des dents prothétiques. - Cahiers de
prothèse N°12, Oct. 1975, pp.85-98.
- 143 - STARKE L.N. - An historical review of complete denture impression materials.
J.A.D.A., Vol.91, pp. 1037-1041, Nov. 1975.
- 144 - STEPHENS A.P., COX C.M., SBARRY J.J. - Diurnal variation in palatal tissue
thickness. - J. Prosthet. Dent., Vol.16, N°4, 1966, pp.661-674.

- 145 - TAIB M. - Les résines acryliques plastiques à prise retardée, leurs indications en prothèse complète. - Information dentaire 2.06.77, N°22, pp.21-27.
- 146 - TALLGREN A. - The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers - J. Prosthet. Dent., Vol.27, 1972, pp.120-132.
- 147 - TENENBAUM S. - Prothèse amovible sur leucokératose = E.O.A. - Chirurgien dentiste de France 6.03.74, pp.53-59.
- 148 - TENENBAUM S. - Prothèse amovible et candida albicans. - Chirurgien dentiste de France, 17.9.75, pp.55-60.
- 149 - TENENBAUM S. - Prothèse complète et joint vélo-palatin. - Chirurgien dentiste de France, 8.10.75, pp.61-67.
- 150 - VIALATEL C., RICHARD J.P., HUGLY C. - Techniques courantes en chirurgie préprothétique. - Information dentaire 7.06.73, N°23, pp.23-28.
- 151 - WELKER W.A. - Prothodontic treatment of abused oral tissues. - J. Prosthet. Dent., Vol.37, N°3, Mar. 1977, pp.259-263.
- 152 - WENDT D.C. - The degenerative denture ridge. Care and treatment. - J. Prosthet. Dent., Vol.32, N°5, Nov. 1974, pp.477-492.
- 153 - WICAL K.E., BRUSSEE P. - Effect of calcitonine and vitamine D supplement on alveolar ridge resorption in immediate denture patients. J. Prosthet. Dent., Vol.41, N°1, Janv. 1979, pp.5-11.
- 154 - WICAL K.E., SWOOPE - Residual ridge resorption. Part 1 & 2. - J. Prosthet. Dent., Vol.32, N°1, July 1974.
- 155 - WINTER C.M., WOELFEL J.B., IGARASHI T. - Five years changes in the edentulous mandible as determined on oblique cephalometric radiographs. - J. Dental Restorative, Vol.53, N°6, Dec.1974, pp.1455-1467.
- 156 - ZAKHARI K.N., Mc MURRY W. - Denture stomatitis and methods influencing its cure. J. Prosthet. Dent., Vol.37, N°2, Feb. 1977, pp.133-140.

HIRLEMANN (Pierre, Laurent). - Le complexe ostéo-muqueux. Entité fonctionnelle en prothèse totale/ par Pierre HIRLEMANN... - (S.I.): (S.N.), 1980. - 277 F.: ill., graph.; 30 cm - (Thèse: 3° cycle: Sci. Odontol.: Lyon I, 1980. N° 43.12.80.04.).

Rubrique de classement: PROTHESE ADJOINTE

Mots clefs: Prothèse adjointe totale.
Muqueuse et Os.
Intégrité tissulaire:
Etapes prothétiques
Matériaux à empreintes
Variation de la viscosité au cours
de la prise et analyse de l'écoulement

HIRLEMANN (Pierre Laurent) - Le complexe ostéo-muqueux. Entité fonctionnelle en prothèse totale. (Thèse de 3° cycle, Sci. Odontol., Lyon I, 1980.) N° 43.12.80.04.
Pour aborder le traitement de l'édentation totale, il est nécessaire d'associer à la thérapeutique prothétique la connaissance du complexe ostéo-muqueux qui supporte l'action directe de la prothèse. La première partie rappelle la physiologie et la pathologie prothétique du complexe.
La seconde partie analyse la stratégie prothétique pour assurer l'intégrité tissulaire en insistant sur les impératifs d'empreintes, de relation intermaxillaire, sur le concept occlusal et sur la nécessité absolue de pratiquer une équilibration prothétique à l'insertion et dans les semaines qui suivent.
La troisième partie, expérimentale, étudie d'abord la variation de la viscosité au cours de la prise pour quelques matériaux utilisés pour les empreintes. L'étude de l'écoulement de ces matériaux sous une charge croissante est abordée ensuite.
La conclusion annonce les travaux futurs pour obtenir des empreintes analytiques, fonction de la réponse tissulaire à l'action de la masse d'empreinte.

MeSH: COMPLETE DENTURE. UNDERLAYING TISSUES. MUCOSA AND BONE.
TISSUE INTEGRITY. PROSTHESIS THERAPY.
IMPRESSION MATERIALS. VISCOSITY VARIATION DURING SETTING, AND FLOW ANALYSIS UNDER INCREASING LOAD.

JURY. Président: M. le Professeur Jean PARRET

Assesseurs: M. le Professeur Jacques BRUGIRARD
M. le Professeur Bernard LALLICH
M. le Professeur Jean-Marie PIERRARD

Adresse de l'auteur
Pierre HIRLEMANN. 47, Avenue Robert Huant. 38190. BRIGNOUD.